



Contribution à la modélisation et à la commande assistive basée, intention d'un exosquelette du membre inférieur

Walid Hassani

► To cite this version:

Walid Hassani. Contribution à la modélisation et à la commande assistive basée, intention d'un exosquelette du membre inférieur. Mathématiques générales [math.GM]. Université Paris-Est, 2014. Français. NNT : 2014PEST1183 . tel-01328715

HAL Id: tel-01328715

<https://theses.hal.science/tel-01328715>

Submitted on 8 Jun 2016

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

THÈSE

Pour l'obtention du grade de

DOCTEUR DE L'UNIVERSITÉ PARIS EST

Diplôme National - Arrêté du 7 août 2006

École Doctorale Mathématiques et STIC (MSTIC, E.D. 532)

DOMAINE DE RECHERCHE : ROBOTIQUE

Présentée par

Walid Hassani

**Contribution à la modélisation et à la commande
assistive basée intention d'un exosquelette du membre
inférieur**

Soutenance prévue pour le 19 12 2014
Devant la Commission d'Examen

JURY

Antoine Ferreira	Professeur à l'ENSIB	Rapporteur
Frédéric Boyer	Professeur à l'École des mines de Nantes	Rapporteur
Philippe Bidaud	Professeur à l'UMPC	Examineur
Jean-Michel Gracies	Professeur à l'APHP, CHU Mondor	Examineur
Ahmed Chemori	Chargé de recherche au CNRS	Examineur
Yacine Amirat	Professeur à l'UPEC	Examineur
Samer Mohammed	Maître de conférences à l'UPEC	Examineur

Table des matières

Table des figures	vii
Liste des tableaux	xi
I Introduction générale	1
II Contexte applicatif & état de l’art	7
II.1 Introduction	7
II.2 Système neuro-musculo-squelettique du membre inférieur	8
II.2.1 Système neuro-musculaire : du cerveau au muscle	8
II.2.1.1 Système neuro-musculaire et organisation neurologique du mouvement	8
II.2.1.2 Mécanisme de la contraction musculaire	12
II.2.1.3 Mécanisme de génération de la force musculaire	16
II.2.2 Système musculo-squelettique du membre inférieur	20
II.2.2.1 Système squelettique	20
II.2.2.2 Système articulaire et segments du membre inférieur	21
II.2.2.3 Articulations du membre inférieur	24
II.2.2.4 Système musculaire du membre inférieur	26
II.2.3 Déficiences et troubles du système neuro-musculo-squelettique	29
II.2.3.1 Déficience du système neuro-musculo-squelettique	29
II.2.3.2 Troubles musculo-squelettiques (TMS) du genou	30
II.2.3.3 Traumatismes du genou	30

Table des matières

II.2.3.4	Vieillessement normal du système neuro-musculaire	31
II.3	Exosquelettes/orthèses pour l'assistance à la mobilité et à la rééducation	32
II.3.1	Techniques de rééducation et de réadaptation	33
II.3.1.1	Rééducation passive	34
II.3.1.2	Rééducation active	34
II.3.2	Exosquelettes : définition et domaines d'application	35
II.3.3	Exosquelettes : historique et état de l'art	36
II.3.3.1	Historique de l'évolution des exosquelettes	36
II.3.4	Exosquelettes portables pour l'assistance et la rééducation des membres inférieurs	40
II.3.5	Exosquelettes/orthèses basés capteurs mécaniques	40
II.3.5.1	Exosquelette Roboknee	40
II.3.5.2	Exosquelette AKROD-Active Knee Rehabilitation Orthotic Device	41
II.3.5.3	Orthèse de l'université de Saitama-Japon	43
II.3.5.4	Orthèse de l'université de Salford-Angleterre	44
II.3.6	Exosquelettes/orthèses basés sur des bio-capteurs	44
II.3.6.1	Exosquelette de l'université Saga-Japan	44
II.3.6.2	Exosquelette HAL (Hybrid Assistive Limb)	46
II.3.6.3	Exosquelette de l'université de Berlin	49
II.3.6.4	Exosquelette de l'université de Taiwan	50
II.3.7	Autres exosquelettes exosquelettes/orthèses basées-EMG	51
II.4	Conclusion	53
III	Modélisation et Identification	55
III.1	Introduction	55
III.2	Modélisation dynamique du système Exosquelette-Membre inférieur	56
III.2.1	Liaison Exosquelette-Membre inférieur totalement rigide	56
III.2.2	Liaison Exosquelette-Membre inférieur à rigidité limitée	58
III.3	Modélisation du complexe muscle-tendons	60
III.3.1	État de l'art	60
III.3.2	Modélisation du complexe muscle-tendons	62
III.3.2.1	Force active de l'élément contractile	64
III.3.2.2	Dynamique d'activation et de désactivation musculaire	67
III.3.3	Structures passives	69

III.3.3.1	Force passive du muscle	69
III.3.3.2	L'élément amortisseur	70
III.3.3.3	Le tendon	70
III.3.4	Modélisation de la dynamique de contraction musculaire	71
III.4	Modélisation musculo-squelettique du membre inférieur	72
III.4.1	Description fonctionnelle de l'articulation du genou	73
III.4.1.1	Anatomie de l'articulation du genou	73
III.4.1.2	Stabilisation de l'articulation du genou	73
III.4.1.3	Muscles de l'articulation du genou	74
III.4.2	Modélisation géométrique du membre inférieur	75
III.4.2.1	État de l'art	75
III.4.2.2	Modèle musculo-squelettique générique du membre inférieur	75
III.4.2.3	Modèle planaire polynomial proposé	82
III.5	Identifications paramétriques	83
III.5.1	Protocole expérimental	83
III.5.2	Identification des paramètres dynamiques	85
III.5.3	Identification des paramètres du modèle musculo-squelettique proposé	86
III.5.4	Identification des paramètres des complexes muscle-tendons	89
III.6	Conclusion	98
IV	Commandes assistives et analyse de stabilité	103
IV.1	Introduction	103
IV.2	Stabilité et méthodes de commande	103
IV.2.1	Stabilité des systèmes dynamiques	103
IV.2.1.1	Stabilité au sens de Lyapunov	104
IV.2.1.2	Principe d'invariance de LaSalle	107
IV.2.1.3	Stabilité au sens gain- \mathcal{L}_2 fini	108
IV.2.2	Commande basée sur la passivité	109
IV.2.2.1	Généralités sur les systèmes passifs	110
IV.2.2.2	Stabilité des systèmes passifs	110
IV.2.2.3	Commande basée sur la passivité : formulation générale	111
IV.2.2.4	Commande d'un robot manipulateur basée sur la passivité	112
IV.2.3	Commande par saturation	115
IV.2.3.1	Principe	115
IV.2.3.2	Méthodes de commande par saturation	116

Table des matières

IV.3 Commandes assistives : Propositions	119
IV.3.1 Commande passive pour l'assistance en mode actif-aidé (assistance au besoin)	120
IV.3.2 Commande par saturation pour l'assistance en mode actif-aidé	123
IV.3.3 Commande basée sur la dynamique d'interaction pour l'assistance en mode actif-aidé	126
IV.4 Conclusion	131
V Mise en œuvre et évaluation expérimentale	133
V.1 Introduction	133
V.2 Exosquelette EICOSI - Exosquelette Intelligent COmmuniquant et Sensible à l'Intention	133
V.3 Exosquelette EICOSI - Exosquelette Intelligent COmmuniquant et Sensible à l'Intention	134
V.4 Protocole expérimental	135
V.5 Commande passive pour l'assistance en mode actif-aidé	136
V.6 Commande par saturation pour l'assistance en mode passif ou actif-aidé	138
V.7 Commande basée sur la dynamique d'interaction pour l'assistance en mode actif- aidé	140
V.8 Conclusion	142
VI Conclusion générale et perspectives	151
Conclusion générale et perspectives	151
Annexe A : Paramètres du modèle musculo-squelettique	155
A.1 Coordonnées des points de contacts	155
A.2 Coordonnées des points d'origines des référentiels	156
A.2.1 Coordonnées de l'origine du référentiel du fémur expérimentées dans le réfé- rentiel du bassin	156
A.2.2 Coordonnées de l'origine du référentiel du fémur expérimentées dans le réfé- rentiel du tibia	156
A.2.3 Coordonnées de l'origine du référentiel de la patella expérimentées dans le référentiel du tibia	157
A.3 Coordonnées des points d'insertions des actionneurs muscles-tendons	159

Références bibliographiques	161
-----------------------------	-----

Table des matières

Table des figures

II.1	Evolution de la population de plus de 60 ans entre 1950 et 2050 [1]	7
II.2	Représentation type d'une cellule nerveuse (neurone) [2]	10
II.3	Unité motrice [3]	11
II.4	Organisation simplifiée des voies motrices [4]	12
II.5	Anatomie du muscle squelettique au niveau macroscopique et microscopique [5]	13
II.6	Mécanisme microscopique de la contraction musculaire [6]	14
II.7	Caractéristique force-longueur d'un sarcomère	16
II.8	Signal EMG type	17
II.9	Potentiel d'action musculaire [7]	18
II.10	Potentiel d'action mécanique (PAM) suivi d'une secousse musculaire [8]	18
II.11	Sommation de secousses musculaires (Tetanos) [9]	19
II.12	Squelette appendiculaire humain	22
II.13	Structure générale d'une articulation synoviale [10]	22
II.14	Articulations et segments du membre inférieur.	23
II.15	Articulations et plans de références du corps humain. [11]	24
II.16	Débattements limites de la hanche [12]	25
II.17	Description des mouvements du genou [12]	26
II.18	Débattements limites du genou [12]	27
II.19	Débattements limites de la cheville [12]	27
II.20	Muscles du membre inférieur [13]	28
II.21	(A) : L'Exosquelette Hardiman [14], (B) L'exosquelette de Seireg [15]	38
II.22	Les exosquelettes (A) : BLEEX, (B) : ExoClimb, (C) : eLEG, (D) : HULC [16]	39

Table des figures

II.23	Les exosquelettes (A) : HAL-5 [17], (B) : Power Assist Suite, (C) : Power Assist Suite for Nurse labor [18]	40
II.24	L'exosquelette RoboKnee [19]	41
II.25	Exosquelette AKROD-Active Knee Rehabilitation Orthotic Device [20, 21] . .	42
II.26	Orthèse de l'université de Saitama [22]	43
II.27	Orthèse à 10 ddl de l'université de Salford	45
II.28	Exosquelette de l'université Saga-Japan [23]	45
II.29	(A) : HAL mono-articulaire [24], (B) : HAL-5 [25], (C) : HAL-3 [26]	47
II.30	Exosquelette de l'université de Berlin [27]	50
II.31	Exosquelette de l'université de Taiwan [28]	51
II.32	(A) : Exosquelette du poignet de l'université Saga-Japan [29], (B) : Exosquelette de l'université de Tokyo-Japan [30]	52
II.33	(A) : Exosquelette de l'université de Hong Kong, Chine [31], (B) : Exosquelette de l'université Simon Fraser, Canada [32]	53
II.34	(A) : Exosquelette de l'université de Michigan, USA [33], (B) : Exosquelette de l'université de Washington, USA [34]	54
III.1	Représentation simplifiée d'un humain portant l'exosquelette et effectuant des mouvements de flexion/extension du genou	56
III.2	Représentation simplifiée de l'interaction entre la jambe du porteur et l'exosquelette	59
III.3	Estimation du couple développé par l'humain au niveau de l'articulation du genou	63
III.4	Modèle de muscle de type hill. EC : Élément Contractile, EP : Élément Passif (élément élastique) et T : Tendon.	64
III.5	Relation force-longueur de l'élément contractile	64
III.6	Relation force-vitesse de l'élément contractile	66
III.7	Étapes de traitement des signaux EMGs : de l'activation jusqu'à la normalisation	67
III.8	(A) : Articulation du genou, (B) : Patella(rotule)	74
III.9	Représentation dans le plan sagittal des articulations patello-fémorale et fémoro-tibiale de l'articulation du genou, θ_{gn} est l'angle du genou, ϕ l'angle du ligament rotulien ; β est l'angle entre la pattela et le tibia, F_q est la force des tendons du quadriceps et l_j la longueur du ligament rotulien. [35, 36]	76
III.10	Référentiels du membre inférieur [37]	77

III.11 Représentation d'un muscle qui s'étend de l'os A à l'os B représenté par trois lignes droites. C est le point de contact des os A et B , O le point d'origine du muscle-tendons, VP (Via-Point ou point intermédiaire) du muscle-tendons est un point d'insertion [38]	81
III.12 Processus d'identification des paramètres des complexes muscles-tendons . . .	83
III.13 Placement des électrodes EMG	84
III.14 Résultats de la validation croisée relative à l'identification du coefficient du couple passif K	86
III.15 Résultats de la validation croisée relative à l'identification des paramètres dynamiques J et B	87
III.16 (A) : Longueurs des complexes muscle-tendons des extenseurs du genou. (B) : Bras de levier des extenseurs du genou pour un angle de la hanche égale à 0° . [* : Modèle polynomial]	89
III.17 (A) : Longueurs des complexes muscle-tendons des muscles fléchisseurs du genou. (B) : Bras de levier des muscles fléchisseurs du genou pour un angle de la hanche égal à 0° . [* : Modèle polynomial]	90
III.18 Influence de la position articulaire de la hanche sur les longueurs des muscle-tendons et des bras de leviers pour un angle du genou égale à 0° . (A) : Muscles extenseurs. (B) : Muscles fléchisseurs. [* : Modèle polynomial]	90
III.19 Résultats de la validation croisée relative à l'identification des paramètres des muscles extenseurs de l'articulation du genou : couples estimé et réel	94
III.20 Intervalle de confiance à 95% du couple estimé. Cas des muscles extenseurs . .	95
III.21 Histogramme des résidus. Identification des modèles des muscles extenseurs .	95
III.22 Résultats de la validation croisée relative à l'identification des paramètres des muscles fléchisseurs de l'articulation du genou	96
III.23 Intervalle de confiance à 95% du couple estimé. Cas des muscles fléchisseurs .	96
III.24 Histogramme des résidus. Identification du modèle des muscles fléchisseurs .	97
III.25 Résultats de la validation croisée relative à l'identification des paramètres des muscles extenseurs de l'articulation du genou : couples estimé et réel	98
III.26 Intervalle de confiance à 95% du couple estimé. Cas des muscles extenseurs . .	99
III.27 Histogramme des résidus. Identification des modèles des muscles extenseurs .	99
III.28 Validation croisée du résultat de l'identification des paramètres des muscles fléchisseurs de l'articulation du genou	100
III.29 Intervalle de confiance à 95% du couple estimé. Cas des muscles fléchisseurs .	100
III.30 Histogramme des résidus. Identification du modèle des muscles fléchisseurs .	101

Table des figures

IV.1	Notion de stabilité au sens de Lyapunov [39]	105
IV.2	Stabilité asymptotique au sens de Lyapunov [39]	106
IV.3	Schéma général de la commande pour l'assistance au besoin (mode actif-aidé)	120
IV.4	Schéma bloc de la commande par saturation pour l'assistance en mode actif-aidé	123
IV.5	Allure de la fonction d'adaptation pour $G = 1$ et $\lambda=1, 0.5, 0, -0.5$ et -1	124
IV.6	Schéma général de la commande basée sur la dynamique d'interaction	128
V.1	Sujet en position assise, portant l'exosquelette	134
V.2	Représentation de l'actionneur de l'EICOSI	135
V.3	Suivi de trajectoire- Commande passive pour l'assistance en mode actif-aidé	143
V.4	Tests de robustesse-commande passive pour l'assistance en mode actif-aidé	144
V.5	Poursuite de trajectoire- commande par saturation pour l'assistance en mode rééducation passive	145
V.6	Robustesse vis-à-vis des incertitudes paramétriques- commande par saturation pour l'assistance en mode rééducation passive	145
V.7	Rééducation passive : Tests de robustesses par rapport aux perturbations externes.	146
V.8	Porteur effectuant des mouvements libres - commande par saturation pour l'assistance en mode actif-aidé- $G = 2$ et $\lambda = 0$	146
V.9	Porteur effectuant des mouvements libres - commande par saturation pour l'assistance en mode actif-aidé- $G = 4$ et $\lambda = 0$	147
V.10	Porteur effectuant des mouvements libres - commande par saturation pour l'assistance en mode actif-aidé- $G = 2$ et $\lambda = 1$	147
V.11	Porteur effectuant des mouvements libres - commande par saturation pour l'assistance en mode actif-aidé- $G = 2$ et $\lambda = 2$	148
V.12	Porteur effectuant des mouvements de flexion/extension sous forme d'une succession d'échelons- commande basée sur la dynamique d'interaction	148
V.13	Porteur effectuant des mouvements libres lissés - commande basée sur la dynamique d'interaction	149
V.14	Tests de robustesse pour des mouvements en échelons - commande basée sur la dynamique d'interaction	149
V.15	Tests de robustesse pour une trajectoire continue. Tests de robustesse pour un porteur effectuant des mouvements en échelons - commande basée sur la dynamique d'interaction	150

Liste des tableaux

III.1	Paramètres dynamiques identifiés	86
III.2	Détermination des longueurs des complexes muscle-tendons à partir du modèle musculo-squelettique polynomial proposé (équation III.61)	87
III.3	Détermination des bras de leviers des complexes muscle-tendons à partir du modèle musculo-squelettique polynomial proposé (équation III.62)	88
III.4	Erreurs Quadratiques Moyennes entre les valeurs des longueurs et bras de levier obtenues à partir du modèle générique et celles obtenues à partir du modèle polynomial [* : avec influence de la position de la hanche])	88
III.5	Paramètres des complexes muscle-tendons du modèle à tendon rigide (* : identifié, - : [36])	92
III.6	Paramètres des complexes muscle-tendons du modèle à tendon rigide (* : identifié, - : [36])	93
A.1	Coordonnées x du point de contact fémoro-tibiale en fonction de l'angle du genou	155
A.2	Coordonnées y du point de contact fémoro-tibiale en fonction de l'angle du genou	155
A.3	Coordonnées x du point de contact patello-fémorale en fonction de l'angle du genou	156
A.4	Coordonnées y du point de contact patello-fémorale en fonction de l'angle du genou	156
A.5	Coordonnées z du point de contact patello-fémorale en fonction de l'angle du genou	157
A.6	Les paramètres c_i et b de la fonction f_x^t	157
A.7	Les paramètres c_i et b de la fonction f_y^t	158

Liste des tableaux

A.8	Les paramètres c_i et b de la fonction f_x^p	158
A.9	Les paramètres c_i et b de la fonction f_y^p	158
A.10	Les paramètres c_i et b de la fonction f_r^p	158

Chapitre I

Introduction générale

Le vieillissement de la population à l'échelle mondiale est un phénomène en constante augmentation qui va affecter la société de demain. Il se traduit en général par des déficiences et des troubles du système neuro-musculo-squelettique et en particulier, par une perte de la force musculaire qui altère les processus d'équilibration et augmente les risques de chutes et de fractures. Une telle évolution a également une incidence sur les gestes de la vie quotidienne d'où une progressive perte d'autonomie qui se répercute sur la qualité de vie des personnes âgées. Avec les récents progrès technologiques, la robotique apparaît comme une solution prometteuse pour développer des systèmes d'assistance permettant d'améliorer l'autonomie des personnes âgées dans l'accomplissement d'activités physiques comme : se lever, s'asseoir, marcher, monter des escaliers, etc. Actuellement, plusieurs travaux de recherche sont menés à travers le monde pour le développement de robots portables ou exosquelettes, en tant que dispositifs d'aide à la mobilité pour augmenter les capacités motrices des sujets porteurs, ou comme auxiliaires de rééducation neuro-musculaire. Ces robots peuvent concerner aussi bien des personnes âgées que des personnes accidentées ou handicapées.

Les travaux concernant cette thèse ont eu pour cadre le projet EICOSI (Exosquelette Intelligent, COmmunicant et Sensible à l'Intention), financé par la région Ile de France et labellisé par le réseau en Gérontechnologies Charles Foix. Dans ce cadre, nous avons développé un prototype d'orthèse active (ou exosquelette) pour l'assistance des mouvements de flexion/extension du genou pour des personnes souffrant de pathologies du genou, ou pour le renforcement musculaire et la rééducation de sujets âgés ou hémiparétiques. En effet, le genou, articulation essentielle du corps humain, intervient dans la plupart des activités quotidiennes, et doit, par conséquent, posséder une grande stabilité et une grande mobilité.

Le premier volet de ces travaux de thèse concerne l'estimation de l'intention de mouvement

du sujet porteur de l'exosquelette. Dans le cadre de commandes assistives, notamment celles utilisées pour la rééducation neuro-motrice, cette estimation constitue une problématique clé pour fournir l'assistance minimale nécessaire au sujet pour accomplir correctement une tâche. Il s'agit ici d'établir des modèles de connaissances à la fois réalistes, simples à implémenter et à analyser, caractérisant le fonctionnement du système musculo-squelettique chez l'être humain et le comportement des muscles pour la génération de mouvement au niveau articulaire.

Dans cette thèse, nous optons pour le développement d'un modèle phénoménologique de type Hill pour la modélisation du complexe muscle-tendons de l'articulation du genou. En dehors de la simplicité d'analyse et de mise en œuvre, ce type de modèles permet de bien caractériser le comportement biomécanique des fibres musculaires, et ainsi, d'obtenir un meilleur réalisme physique du modèle décrivant les mouvements anatomiques de l'humain. Ces propriétés essentielles visent à permettre, à travers des commandes assistives, une interaction plus naturelle et plus fine entre l'exosquelette et le sujet porteur. Enfin, les outils méthodologiques de la mécanique classique peuvent facilement être exploités pour la synthèse et l'analyse des modèles phénoménologiques. Le modèle muscle-tendons proposé est complété par le modèle bi-linéaire de Zajac pour modéliser la dynamique d'activation et de désactivation musculaire. Pour l'estimation de l'intention de mouvement du porteur, i.e. le couple développé par le porteur au niveau de l'articulation du genou, nous avons modélisé le membre inférieur à l'aide d'un modèle anatomique planaire générique de type quasi-statique, basé sur les données cadavériques de la littérature. Nous proposons également un modèle polynomial pour la modélisation musculo-squelettique de l'articulation du genou. Ce modèle présente l'intérêt de posséder le même niveau de réalisme et de précision que le modèle musculo-squelettique générique anatomique, et d'être relativement simple à implémenter et à manipuler. Il est ainsi possible d'appliquer pour ce modèle des méthodes d'optimisation relativement peu gourmandes en temps de calcul.

Le second volet de cette thèse concerne la proposition de commandes assistives. La commande des systèmes robotiques portables tels que les exosquelettes constitue un challenge de recherche d'actualité compte tenu de la complexité du système locomoteur humain. Il s'agit ici d'aboutir à un contrôle suffisamment fin et sécurisé de l'interaction entre le porteur et l'exosquelette pour respecter les exigences imposées par le système locomoteur humain en termes de mouvements naturels, et permettre la mise en œuvre de commandes assistives, notamment pour la rééducation neuro-motrice. Dans cette thèse, nous nous intéressons à deux modes d'assistance : le mode passif lorsque le sujet dispose de capacités motrices très insuffisantes et ne développe aucun effort, et le mode actif-aidé lorsque le sujet a recouvert partiellement ses ca-

pacités motrices. Pour le mode d'assistance actif-aidé ou d'assistance au besoin, les commandes proposées doivent tenir compte de l'intention de mouvement du porteur. Dans le cas de la rééducation neuro-motrice, le respect de l'intention du sujet et son implication dans le mouvement à réaliser constituent des facteurs déterminants pour permettre au sujet un meilleur recouvrement de ses capacités motrices.

Dans cette thèse, nous proposons trois commandes assistives : La première, basée sur la passivité, intègre les propriétés physiques de l'exosquelette et du porteur afin de stabiliser asymptotiquement l'ensemble exosquelette-membre inférieur du porteur. Les paramètres du contrôleur sont ici ajustés automatiquement en fonction de la contribution du porteur au mouvement. Cette stratégie de commande peut en particulier être exploitée durant un processus de rééducation consistant à diminuer l'effort d'assistance de l'exosquelette au fur et à mesure que le porteur recouvre ses capacités motrices. Par ailleurs, lorsque le porteur développe des mouvements tendant à écarter la trajectoire réelle du genou de la trajectoire de référence définie par le médecin thérapeute, l'exosquelette développe un couple correctif pour contraindre le genou à suivre la trajectoire de référence ou à être dans son voisinage. La seconde commande, centrée sur la sécurité du porteur, introduit une saturation permettant de garantir le maintien du couple d'assistance dans un intervalle défini par le médecin thérapeute. Cette commande garantit aussi des mouvements à des vitesses raisonnables et une convergence vers la trajectoire de référence. Nous introduisons ici une fonction permettant d'adapter le couple d'assistance en fonction de la phase de rééducation, et également un processus d'estimation de la position articulaire désirée du porteur. Enfin, dans la troisième commande, nous prenons en compte la dynamique d'interaction induite par les mouvements relatifs du porteur par rapport à l'exosquelette dus au décalage entre les trajectoires du sujet et de l'exosquelette. Ces mouvements peuvent avoir plusieurs origines : la raideur limitée de la peau et des tissus, la compliance du système de fixation de l'exosquelette, etc. En tenant compte de l'existence de ces mouvements, la commande proposée vise à éviter l'altération des mouvements naturels du sujet, notamment lors d'une rééducation en mode actif-aidé où les mouvements sont partagés entre le sujet porteur et l'exosquelette. L'objectif ici est de maximiser la transparence de l'exosquelette, c'est-à-dire, sa capacité à suivre les mouvements du porteur sans aucun effort de résistance perceptible par le porteur. L'autre problématique importante à laquelle nous nous attaquons dans cette thèse concerne la sécurité du porteur puisque ce dernier est en contact direct avec l'exosquelette. Ainsi, pour chacune des commandes proposées, nous développons le principe, la formulation détaillée et la preuve de stabilité.

Chapitre I. Introduction générale

Le mémoire de cette thèse est composé de cinq chapitres. Le présent chapitre constitue une introduction générale qui précise le contexte de l'étude, les contributions de la thèse et l'organisation du mémoire.

Le chapitre II est consacré à l'analyse du contexte applicatif de la thèse et à l'étude de l'état de l'art des exosquelettes comme dispositifs pour l'assistance à la mobilité et à la rééducation. Dans la première partie du chapitre, nous analysons l'organisation du système neuro-musculaire et décrivons les mécanismes régissant la motricité chez l'humain, puis nous nous focalisons sur l'étude du système musculo-squelettique du membre inférieur. Nous clôturons cette première partie en étudiant les déficiences et troubles du système neuro-musculo-squelettique, notamment ceux dues au vieillissement. Dans la deuxième partie du chapitre, nous passons en revue les principaux travaux de recherche sur les exosquelettes en se focalisant sur les projets les plus marquants. Ces systèmes sont analysés du point de vue de la structure d'actionnement et des techniques de commande utilisées. Une partie de cette étude concerne les exosquelettes dont le contrôle repose sur l'estimation de l'intention de mouvement du porteur à partir de signaux EMG.

Dans le chapitre III, nous exposons tout d'abord le modèle dynamique du système membre inférieur-exosquelette. Ensuite, nous décrivons l'articulation du genou, ses constituants et ses caractéristiques ainsi que les muscles responsables de son mouvement anatomique. A partir de cette description, nous développons le modèle adopté pour la modélisation du complexe muscle-tendons associé à l'articulation du genou, puis nous développons les modèles proposés pour la modélisation du système musculo-squelettique du membre inférieur. Enfin, dans la dernière partie du chapitre, nous procédons aux identifications paramétriques des modèles pré-cités.

Le chapitre IV est consacré à la proposition d'un ensemble de commandes assistives destinées à guider ou à assister, via l'exosquelette EICOSI, un sujet dans un contexte d'assistance à la rééducation. Dans la première partie du chapitre, nous passons en revue les outils mathématiques habituellement utilisés pour l'étude de la stabilité. Dans la suite du chapitre, nous présentons tout d'abord la commande basée sur la théorie de la passivité. La méthodologie de synthèse de ce type de commandes est liée directement à la nature et aux caractéristiques physiques du système à commander. Par la suite, nous procédons à la synthèse d'une commande par saturation permettant de borner les entrées de commande tout en assurant la stabilité globale du système. Dans la dernière partie du chapitre, nous présentons la formulation détaillée et l'analyse de stabilité des commandes assistives proposées pour l'assistance à la rééducation

de l'articulation du genou. Cette étude porte sur trois types de commandes pour l'assistance en mode actif-aidé ou assistance au besoin : la commande basée la passivité, la commande par saturation et la commande basée sur la dynamique d'interaction.

Le chapitre V décrit la mise œuvre et l'évaluation expérimentale des méthodes de commandes proposées dans le chapitre précédent. Dans la première partie, nous présentons le prototype de l'exosquelette EICOSI et le protocole d'expérimentation utilisé. Dans la deuxième partie, nous étudions les performances des approches de commandes proposées en termes de précision de poursuite de trajectoire, de robustesse vis-à-vis des perturbations externes et des incertitudes paramétriques, et également en termes de fonctions d'assistance et de sécurité.

Dans la conclusion générale du manuscrit, nous dressons un bilan des contributions et des perspectives de recherche découlant de ces travaux de thèse.

Chapitre II

Contexte applicatif & état de l'art

II.1 Introduction

Le vieillissement de la population est un phénomène en expansion. Depuis 1950, la proportion de personnes âgées augmente de manière constante : elle est passée de 8 % en 1950 à 11 % en 2009 et selon les prévisions, elle devrait atteindre 22 % en 2050 [1]. En effet, en 2000, on comptait 600 millions de personnes âgées de 60 ans ou plus, soit le triple par rapport à 1950. En 2009, le nombre de personnes âgées était de plus de 700 millions. En 2050, on estime que ce nombre sera de 2 milliards, soit un nouveau triplement en 40 ans [1].

D'un point de vue biologique, le vieillissement entraîne une réduction de la masse musculaire et une augmentation du tissu graisseux. La surface musculaire peut diminuer de 40 % entre 20 ans et 50 ans, entraînant ainsi une perte de force musculaire qui altère les processus d'équilibration et augmente donc les risques de chutes et de fractures. Une telle évolution a également une incidence sur les gestes de la vie quotidienne d'où une perte progressive d'autonomie qui se répercute sur la qualité de vie et les liens sociaux des personnes âgées [40]. Il

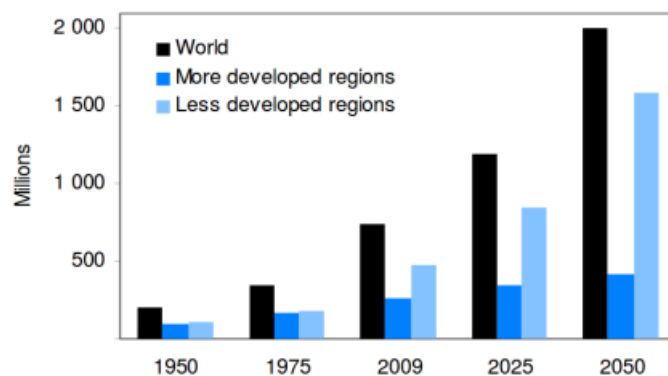


Figure II.1 – Evolution de la population de plus de 60 ans entre 1950 et 2050 [1]

est maintenant largement admis par la communauté médicale qu'un exercice physique régulier peut prévenir des maladies du système neuro-musculaire (le système nerveux et les muscles) liés au vieillissement [40].

Les robots constituent une solution intéressante en tant que systèmes d'assistance permettant d'améliorer l'autonomie des personnes âgées pour prévenir les problèmes mentionnés ci-dessus ou pour l'accomplissement d'activités physiques quotidiennes. Ils peuvent être programmés pour exécuter des tâches précises, comme par exemple un exercice physique régulier. Dans le cadre de l'assistance à la mobilité et à la rééducation, le développement de solutions robotisées adéquates et adaptées à chaque situation (âge, performance, etc.) nécessite une compréhension préalable des systèmes et mécanismes régissant les mouvements du corps humain.

Dans la première partie de ce chapitre, nous analysons l'organisation du système neuro-musculaire et décrivons les mécanismes régissant la motricité chez l'humain, puis nous nous focalisons sur l'étude du système musculo-squelettique du membre inférieur. Nous clôturons cette première partie en étudiant les déficiences et troubles du système neuro-musculo-squelettique, notamment ceux dus au vieillissement. Dans la deuxième partie du chapitre, nous passons en revue les principaux travaux de recherche sur les exosquelettes pour l'assistance à la mobilité et à la rééducation des membres inférieurs, en se focalisant sur les projets les plus marquants. Ces systèmes sont analysés du point de vue de la structure d'actionnement et des techniques de commande utilisées. Une partie de cette étude concerne les exosquelettes dont le contrôle repose sur l'estimation de l'intention de mouvement du porteur à partir de signaux EMG.

II.2 Système neuro-musculo-squelettique du membre inférieur

II.2.1 Système neuro-musculaire : du cerveau au muscle

II.2.1.1 Système neuro-musculaire et organisation neurologique du mouvement

Les muscles striés squelettiques assurent, sous le contrôle du système nerveux, la motricité de l'humain (la locomotion, les postures, etc.). Le système nerveux est constitué de millions de cellules interconnectées appelées **neurones** et spécialisées dans le traitement et la transmission de l'influx nerveux dans le corps. Ces cellules sont organisées en deux systèmes fonctionnels : (i) le système nerveux somatique, chargé du contrôle volontaire et réflexe des muscles squelettiques, et (ii) le système nerveux autonome, chargé du contrôle d'organes comme le cœur, sans

intervention de la volonté humaine. Le système nerveux central (SNC) et le système nerveux périphérique (SNP) assurent le fonctionnement de ces deux systèmes.

Élément de base du système nerveux- le neurone : Les neurones constituent les éléments de base du système nerveux. Ils ont pour rôle de communiquer et de traiter les informations entre l'environnement et l'organisme.

Le neurone est une cellule excitable ; autrement dit, lorsqu'un neurone est suffisamment excité (dépassement d'un certain potentiel électrique), il répond par la formation d'un signal bioélectrique appelé **potentiel d'action** (anciennement appelé influx nerveux), qui peut être transmis à d'autres neurones ou à d'autres cellules à activer (des muscles, des glandes sécrétrices, etc.). Étant donnée la complexité du fonctionnement microscopique du neurone et dans un souci de simplification, nous considérons ici le neurone d'un point de vue fonctionnel. Le neurone peut être alors vu comme un système avec des entrées, des sorties et une unité de traitement (Figure II.2) :

- **Dendrites (entrées)** : il s'agit des ramifications d'où proviennent les informations émanant d'autres neurones ;
- **Noyau (unité de traitement)** : contenu dans le corps cellulaire du neurone, le noyau reçoit les informations transmises par les dendrites et les traite en générant ou pas un potentiel d'action. Si le potentiel d'action est généré, le neurone est dit actif et sa sortie est à l'état haut. Dans le cas contraire, le neurone est dit inactif et sa sortie est à l'état bas ;
- **Axone (sortie)** : il s'agit d'un canal transmetteur par lequel le résultat du traitement est diffusé. L'axone peut être représenté par un fil dont la longueur peut atteindre 1 mètre, et possède des ramifications à son extrémité. Chaque ramification se termine par une **synapse** qui peut se raccorder à d'autres neurones via leurs entrées (dendrites) ou bien à un autre type de cellule (muscle, glande, etc).

Lorsqu'un neurone est spécialisé dans la contrôle moteur, il est directement connecté à une cellule musculaire. On parle alors de **moto-neurone** dont les synapses sont appelées **synapses neuro-musculaires**. Les **moto-neurones** α innervent les muscles squelettiques (Figure II.3).

Organisation hiérarchique du mouvement : L'organisation neurologique du mouvement est connue, dans ses grandes lignes, depuis le début du $XX^{ème}$ siècle, grâce aux travaux de Sherrington et al. [41]. Les millions de neurones contenus dans le système nerveux sont organisés en deux systèmes : (i) le système nerveux central (SNC), composé de l'encéphale (cerveau, tronc cérébral et cervelet) et de la moelle épinière, et (ii) le système nerveux périphérique. Ce dernier

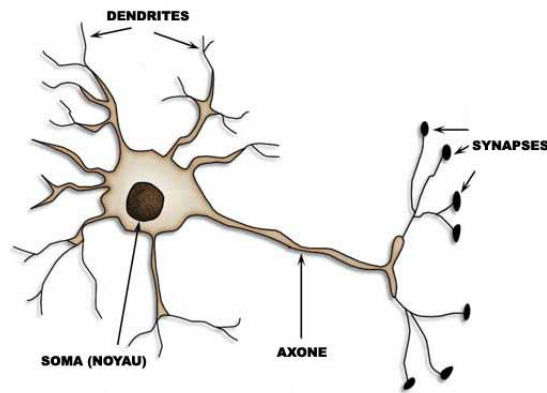


Figure II.2 – Représentation type d'une cellule nerveuse (neurone) [2]

est composé des nerfs assurant, d'une part, la transmission des ordres moteurs aux muscles, et d'autre part, la remontée des informations sensorielles vers le SNC.

Cette organisation est hiérarchisée de la façon suivante :

1. Le système nerveux central
 - au sommet du SNC, se trouve le cerveau. Le mouvement volontaire est initié par le Né-encéphale. Le Palé-encéphale contient les noyaux gris centraux responsables des activités motrices automatiques.
 - puis vient le cervelet, dont les voies transitent par le tronc cérébral, assurant l'organisation de l'activité motrice et la coordination musculaire, nécessaires au mouvement.
 - à la base du système se trouve la moelle épinière où se produit l'activité réflexe.
2. Le système nerveux périphérique
 - Les informations provenant de la moelle épinière sont transmises au système nerveux périphérique, qui à son tour, les transmet aux muscles via ses voies motrices.

Le système nerveux périphérique possède également une voie sensitive qui transmet les informations provenant des capteurs sensoriels (au niveau de la peau, des muscles, etc.) vers le système nerveux central. Ces informations permettent d'exercer également un rétro-contrôle à chacune des étapes induites par le système moteur, afin de moduler le mouvement en cours d'exécution.

D'autres informations comme les informations périphériques provenant du cortex somesthésique (voies sensorielles) et du cortex occipital (voies visuelles) sont directement liées au cortex moteur, et sont prises en considération dans la réalisation du mouvement.

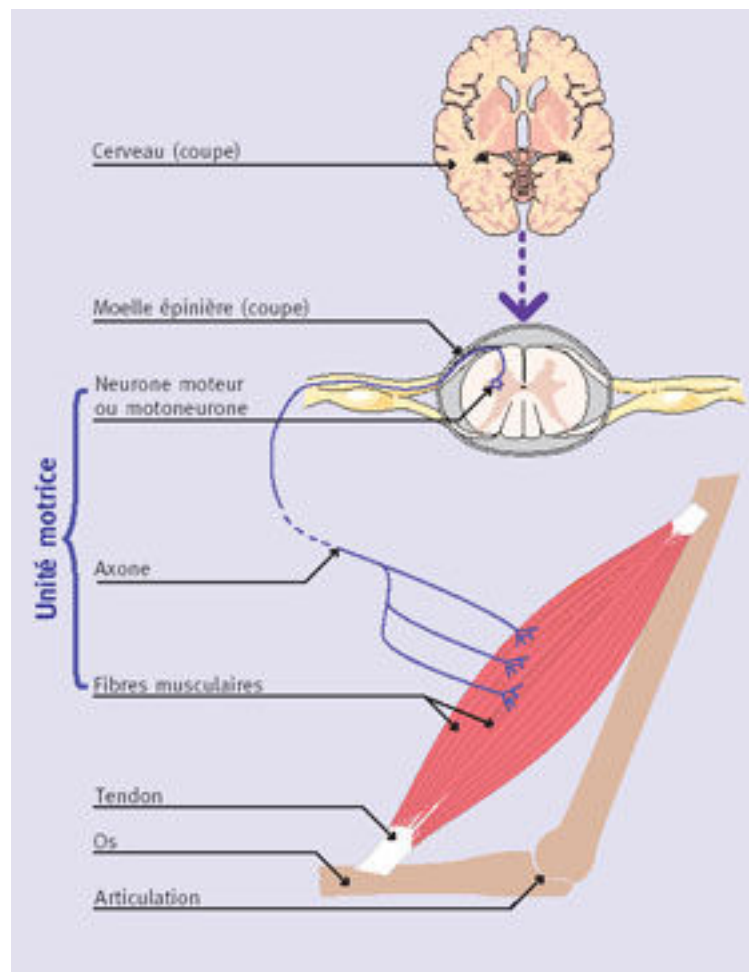


Figure II.3 – Unité motrice [3]

Voies motrices : Les ordres moteurs, transitant par les voies motrices du système nerveux périphérique, sont issus de deux voies motrices principales (Figure II.4) :

- La **voie pyramidale (directe)** : il s'agit de la voie motrice principale responsable de la motricité volontaire. On parle de voie cortico-spinale directe (du cerveau jusqu'à la moelle épinière). Ses fibres établissent des connexions mono-synaptiques avec des motoneurones allant de la moelle épinière jusqu'aux muscles.
- Les **voies extra-pyramidales (indirectes)** : elles sont responsables de l'activité motrice globale, volontaire ou non, qui se manifeste dans le cadre du mouvement. Elles mettent en action des groupes musculaires entiers et proviennent des différents centres moteurs du cerveau et du tronc cérébral qu'elles parcourent verticalement pour rejoindre la moelle épinière.

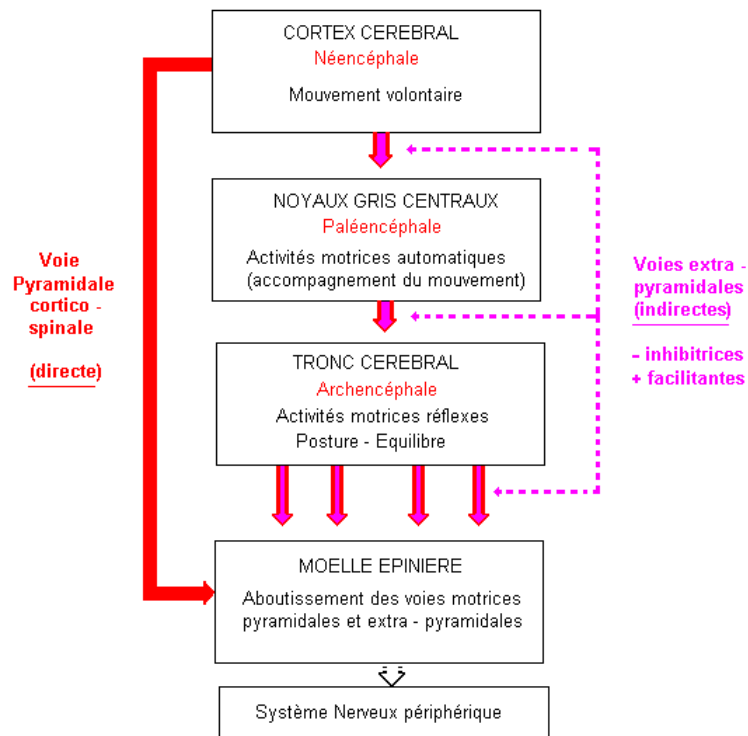


Figure II.4 – Organisation simplifiée des voies motrices [4]

Terminaison des voies motrices et unité motrice : Les synapses neuro-musculaires des axones des moto-neurones issus des voies motrices pyramidales et extra-pyramidales sont attachées aux muscles grâce à des jonctions neuro-musculaires appelées aussi **points moteurs**. Elles innervent les éléments de base constitutifs d'un muscle, les **fibres musculaires**. Chaque moto-neurone innerve ainsi plusieurs fibres musculaires. Une fibre musculaire ne peut être innervée que par un seul moto-neurone. L'ensemble formé par un moto-neurone et les fibres qu'il innerve, est appelé **unité motrice** (Figure II.3) [42].

II.2.1.2 Mécanisme de la contraction musculaire

Anatomie du muscle squelettique : Un muscle squelettique est constitué de milliers de fibres musculaires innervées par les terminaisons des voies motrices (cf. §II.2.1.1)). Ces fibres, disposées parallèlement, sont enveloppées par un tissu conjonctif fibreux, qui en se refermant aux extrémités forme le tendon (Figure II.5). Les tendons réunissent chaque extrémité du muscle appelé point d'insertion à la membrane externe des os pour lui transférer la force générée. Chaque fibre musculaire est constituée de petites unités fonctionnelles, les myofibrilles, et de

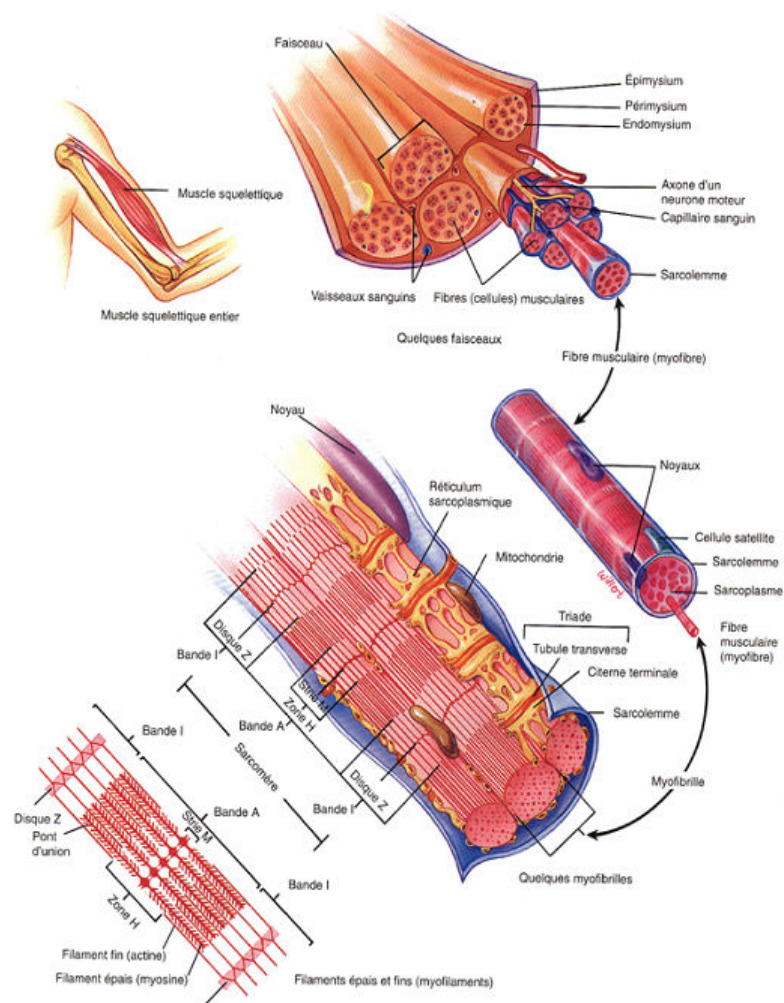


Figure II.5 – Anatomie du muscle squelettique au niveau macroscopique et microscopique [5]

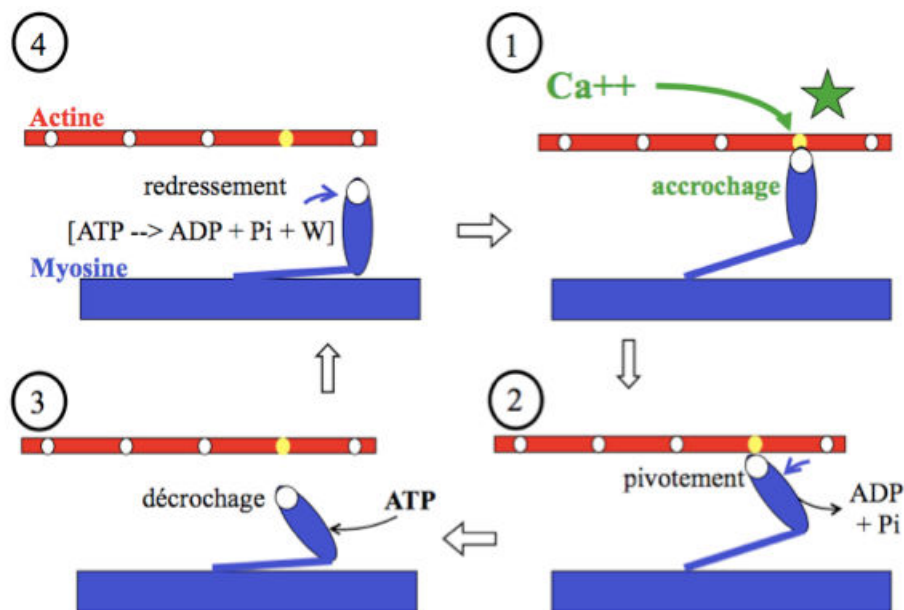


Figure II.6 – Mécanisme microscopique de la contraction musculaire [6]

sous-unités, les myofilaments.

Les myofilaments sont composés de deux filaments : l'un est fin et composé de protéines d'actine, l'autre est épais et composé de protéines de myosine ayant des têtes mobiles, qui, en interagissant produisent une contraction musculaire.

Les éléments du muscle sont organisés du plus grand au plus petit selon l'enchaînement suivant :

Fibre musculaire → myofibrilles → myofilaments → filaments (actine + myosine)

Les myofibrilles sont composées d'alternance de bandes claires I et de bandes sombres A. Les bandes A sont divisées en deux par un disque Z. Cette alternance donne un aspect strié au muscle squelettique. L'unité répétitive comprise entre deux lignes Z constitue l'unité fonctionnelle ou encore l'élément contractile de la cellule musculaire (le **sarcomère**).

Les myofilaments épais et fins se chevauchent au niveau de la bande sombre A dont le centre est appelé zone H. Cette dernière est séparée en deux parties par la ligne M qui représente le centre du sarcomère. La ligne M est formée de la superposition des structures protéiques qui soutiennent les filaments de myosine.

Mécanisme moléculaire de la contraction musculaire : Le muscle squelettique produit une force de traction qui est transmise aux os grâce aux tendons. Il est attaché de part et d'autre aux os, et par conséquent, son raccourcissement produit un mouvement.

Le glissement des myofilaments de myosine sur l'actine provoque le raccourcissement des éléments contractiles du muscle (sarcomère), et par conséquent du muscle entier. Les bandes A ont une largeur constante, mais les disques Z se rapprochent quand le muscle se contracte, et s'éloignent, quand il est étiré. La contraction d'une fibre musculaire est déclenchée par l'application d'un potentiel d'action au niveau de sa membrane (sarcolème) entraînant le déclenchement des phénomènes physico-chimiques de la contraction. Selon la théorie des filaments glissants ([43]), la contraction musculaire se déroule en quatre étapes (Figure II.6) :

Accrochage \rightarrow pivotement \rightarrow décrochage \rightarrow redressement

1. **Accrochage** : au repos, la myosine est couplée à de l'ADP (Adénosine Di-Phosphate) et du phosphate inorganique (Pi), issus de l'hydrolyse de l'ATP (Adénosine Tri-Phosphate). L'influx nerveux (potentiel d'action) provoque la libération du calcium Ca^{2+} , entraînant le démasquage des sites de liaison de la myosine-actine ; les têtes de myosine se lient ensuite à l'actine.
2. **Pivotement** : en présence du magnésium Mg^{2+} , le départ du phosphate inorganique PI, puis de l'ADP stabilise la liaison actine-myosine et entraîne un changement de conformation de la myosine. L'angle que forme la tête de myosine avec la queue allongée diminue de 90° à 45° . Myosine et actine étant liées, ce changement de conformation entraîne un mouvement relatif entre myofilaments de myosine et myofilaments d'actine ; c'est dans cette étape que le raccourcissement de la fibre musculaire se produit.
3. **Détachement** : La liaison d'une autre molécule d'ATP sur la tête de myosine entraîne, sous l'action du calcium Ca^{2+} , la dissociation de la liaison actine-myosine.
4. **Redressement** : l'hydrolyse de l'ATP en ADP + Pi entraîne un changement de conformation de la myosine : l'angle formé par la tête et la queue de myosine revient à sa valeur initiale (i.e. de 90° à 45°).

Caractéristique force-longueur de la contraction musculaire : La force développée par le sarcomère dépend du niveau de chevauchement des filaments d'actine et de myosine. Plus il y a de chevauchements de filaments d'actine-myosine dans un muscle, plus la force développée est importante ([43]) (Figure II.7).

Lorsque la disposition du sarcomère correspond à la configuration B, un nombre maximal de ponts est disponible produisant ainsi une tension maximale visible sur la courbe, d'où l'appellation : longueur optimale l_o ([44],[43]). Dans la configuration A, le chevauchement des filaments limite le nombre de ponts, et par conséquent, la courbe de tension est en phase montante. Dans

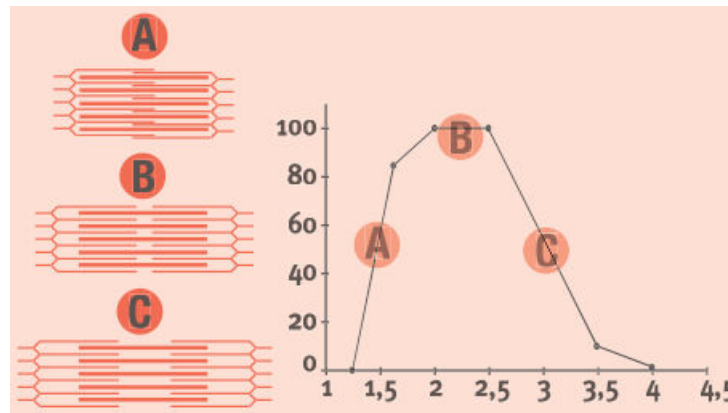


Figure II.7 – Caractéristique force-longueur d'un sarcomère

la configuration C, l'actine présente peu de contacts avec la myosine avec des possibilités de ponts réduites, il s'agit ici de la phase descendante de la courbe (Figure II.7).

II.2.1.3 Mécanisme de génération de la force musculaire

Si le sarcomère est la plus petite unité du muscle d'un point de vue fonctionnel, c'est l'unité motrice qui constitue, d'un point de vue physiologique, la plus petite unité de mouvement (cf. §II.2.1.1).

Lorsqu'un moto-neurone est activé, toutes les fibres de l'unité motrice sont excitées par le potentiel d'action transmis par l'axone du moto-neurone via les jonctions neuro-musculaires, et se contractent en même temps (Figure II.3).

Les jonctions neuro-musculaires ne couvrent pas l'intégralité du muscle, par conséquent, lorsqu'un moto-neurone est activé, un signal électrique apparaît. Ce signal se propage le long de la fibre musculaire pour exciter toute la fibre musculaire et c'est ce signal qui est à l'origine des signaux EMG (Électromyogramme).

L'excitation d'une unité motrice ne produit qu'une secousse musculaire et ce n'est que grâce à la capacité des muscles à additionner ces secousses qu'un muscle développe une force suffisamment importante pour produire un mouvement.

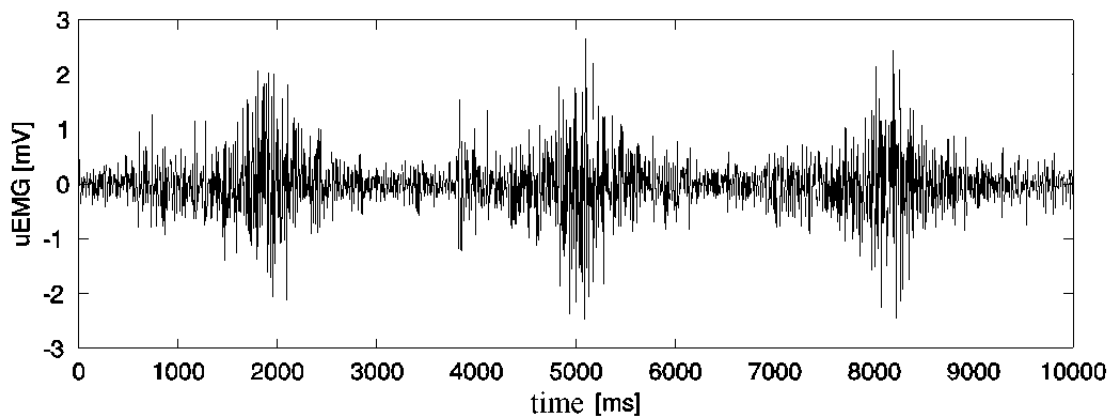


Figure II.8 – Signal EMG type

Excitation musculaire (origine des EMG) : L'arrivée d'un potentiel d'action via les voies motrices suite à une commande volontaire, automatique ou réflexe, entraîne une modification de la perméabilité de la membrane musculaire causant sa dépolarisation, et ce, en passant transitoirement d'un potentiel négatif à un potentiel positif. Suite à cette dépolarisation, un signal électrique est propagé le long de la fibre musculaire pour exciter l'ensemble de la fibre musculaire (ensemble des sarcomères) ; ce signal est appelé **potentiel d'action musculaire**. La dépolarisation produit un champs électromagnétique dû au mouvement d'ions le long de la membrane musculaire. La somme algébrique de tous les potentiels d'action musculaires représente un signal **EMG** (Électromyogramme) (Figure II.8).

Genèse du potentiel d'action musculaire : Le potentiel de la membrane musculaire au repos est d'environ $-70/-90$ mV, correspondant au potentiel d'équilibre du potassium (K^+). Lorsqu'un potentiel d'action est généré, le potentiel de la membrane musculaire s'inverse brièvement pour atteindre un pic d'une valeur avoisinant les $+40$ à $+50$ mV. Cette valeur correspond au potentiel d'équilibre du sodium Na^+ . Cette phase est appelée **dépolarisation**. Lorsque cette dépolarisation atteint un niveau critique du potentiel de membrane, appelé **potentiel seuil**, un **potentiel d'action musculaire** apparaît puis est propagé le long de la fibre musculaire. L'apparition du potentiel d'action musculaire est suivi d'une phase de re-polarisation qui amène transitoirement le potentiel de la membrane à dépasser celui au repos ; ce dépassement est dû à une hyperpolarisation de la membrane (Figure II.9).

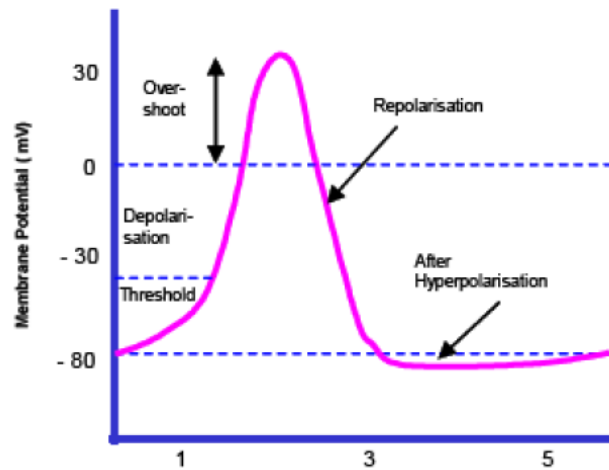


Figure II.9 – Potentiel d'action musculaire [7]

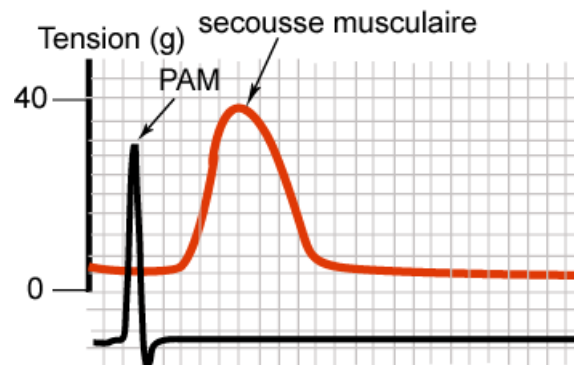


Figure II.10 – Potentiel d'action mécanique (PAM) suivi d'une secousse musculaire [8]

Production de la force musculaire : Lorsqu'un muscle est innervé, il répond par une secousse qui peut durer de 10 à plusieurs centaines de millisecondes (Figure II.10). Cette secousse se produit comme suit ([7]) :

1. Le système nerveux active un moto-neurone, qui à son tour, émet un potentiel d'action ;
2. Le potentiel d'action innerve la membrane musculaire, ce qui se traduit par l'apparition d'un potentiel d'action mécanique dont la durée est d'environ 1 à 3 ms ;
3. Une réponse mécanique de l'unité motrice apparaît progressivement après un intervalle de temps pouvant aller de 1 à 10 ms et se poursuit jusqu'à atteindre un niveau maximum ;
4. Enfin, l'unité motrice se détend après avoir atteint son maximum.

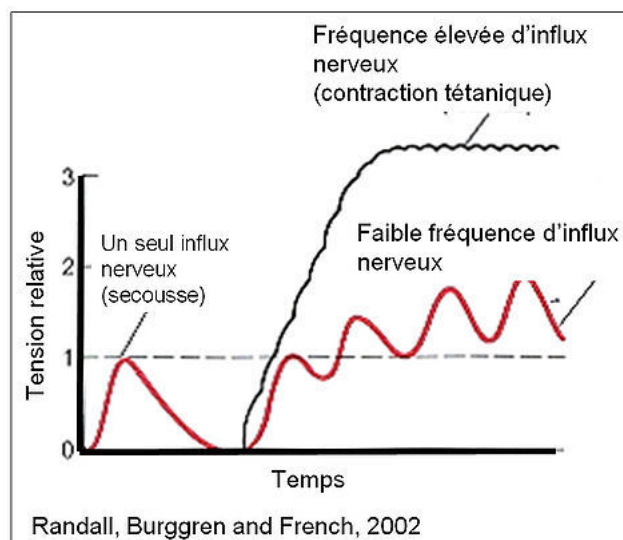


Figure II.11 – Sommation de secousses musculaires (Tétanos) [9]

Sommation des secousses musculaires : la secousse musculaire ne peut être produite que dans un laboratoire; au niveau du muscle, il en va tout autrement. En effet, la réponse musculaire n'apparaît qu'après un certain seuil d'innervation, puis augmente progressivement à mesure que l'intensité augmente jusqu'à ce que toutes les fibres soient excitées.

Le muscle a la capacité d'additionner les secousses musculaires, et si ces dernières sont suffisamment proches, on obtient une fusion des secousses que l'on appelle **tétanos** (Figure II.11). Le téτανos est dit **imparfait** lorsque la sommation oscille autour d'une valeur d'une manière plus ou moins irrégulière, et il est dit **parfait** lorsque la sommation est constante.

Régulation de l'intensité de la force motrice : Comme exposé dans le paragraphe §II.2.1.3, une unité motrice est soit active soit inactive. Pour réguler l'intensité de la force produite, le système nerveux augmente ou diminue :

- La fréquence d'activation des moto-neurones. L'augmentation de la force liée à l'augmentation de la fréquence d'activation des moto-neurones correspond à une sommation temporelle des secousses musculaires.
- Le nombre d'unités motrices activées.

Métabolisme énergétique des fibres musculaires : Les fibres musculaires ne sont pas toutes identiques. On distingue deux grandes familles ([5]) :

- Les fibres rapides (II b) : Il s'agit de fibres blanches qui sont caractérisées par une grande vitesse de contraction et qui génèrent une force importante. Cependant, ces fibres sont

très peu endurantes ;

- Les fibres lentes (I) : ce sont des fibres rouges qui se contractent lentement et produisent peu de force, mais elles sont très endurantes.

Par ailleurs, il existe deux autres types de fibres dites intermédiaires, appelées aussi fibres roses :

- Les fibres roses de type (II a) : ce sont des fibres rapides et d'endurance moyenne ;
- Les fibres roses de type (II ab) : il s'agit de fibres rapides et de faible endurance ;

Les deux types de fibres jouent un rôle très important dans le mécanisme de génération et de régulation de la force. Les fibres ne se contractent pas toutes en même temps afin de mieux répartir l'énergie lors d'un mouvement.

Le système nerveux peut être amené à activer toutes les fibres si une grande force est requise pour soulever une charge lourde par exemple. Ces fibres sont globalement en quantités égales chez l'humain. Toutefois, les fibres lentes peuvent se transformer en fibres rapides, et vice-versa, suite à la pratique d'un exercice physique spécifique. Par exemple, l'exercice physique favorise l'apparition des fibres rapides chez un sprinteur, et des fibres lentes chez un marathonien.

II.2.2 Système musculo-squelettique du membre inférieur

Le système musculo-squelettique forme la morphologie de l'humain. Connue également sous le nom d'appareil locomoteur, il permet à l'humain de se déplacer, de se stabiliser et joue un rôle de soutien pour le corps et de protection des organes vitaux.

Il est constitué de plusieurs éléments : les os de l'organisme (le squelette), les muscles, le cartilage, les tendons, les ligaments, les articulations et les tissus conjonctifs qui l'enveloppent en liant les organes ensemble. Le système musculo-squelettique décrit, d'une part, comment les os sont reliés entre eux et d'autre part, comment les os sont reliés aux fibres musculaires via des tissus conjonctifs comme les tendons et les ligaments. Les os stabilisent le corps. Les muscles, quant à eux, maintiennent les os en place et jouent également un rôle dans le mouvement des os. Pour permettre le mouvement, les os sont reliés par des articulations. Le cartilage empêche les frottements entre les os.

II.2.2.1 Système squelettique

Le système squelettique humain est constitué d'un squelette axial (entourant les viscères) et d'un squelette appendiculaire (membres supérieurs et inférieurs), tous deux attachés à l'axe médian (la colonne vertébrale) par les ceintures scapulaire (ou « pectorale ») et pelvienne.

Dans ce mémoire, nous nous intéressons au squelette responsable de la locomotion, à savoir, le squelette appendiculaire (Figure [II.12](#)). Ce squelette permet d'assurer plusieurs fonctions

telles que :

1. Le soutien du corps humain à travers les points d'attaches des muscles et des tissus mous ;
2. La protection des organes internes contre les blessures (l'os du crâne pour l'encéphale, les vertèbres pour la moelle épinière, la cage thoracique pour le cœur et les poumons, etc.) ;
3. Le mouvement du corps humain à travers la contraction/extension des muscles reliés aux os.

Le système appendiculaire est divisé en six régions principales :

1. **Les ceintures scapulaires** (4 os) : clavicule (2) et scapula (2).
2. **Les bras et avant-bras** (6 os) : humérus (2) (bras) ; cubitus ou ulna (2) et radius (2) (avant-bras).
3. **Les mains** (54 os) : carpe (16) (poignet) ; métacarpe (10), phalanges (10), phalanges (8), phalangettes (10) (les phalanges).
4. **Les ceintures pelviennes** (2 os) : os coxal ou iliaque (2).
5. **Les Cuisses et les jambes** (8 os) : fémur (2) (cuisse), tibia (os) (2) (jambe), rotule (os) (2) (genoux), et fibula (2) (jambe).
6. **Les pieds et les chevilles** (52 os) : le tarse (14) (cheville) ; métatarse (10), phalanges (10), phalanges (8), phalangettes (10) (les phalanges).

II.2.2.2 Système articulaire et segments du membre inférieur

Le corps humain est constitué de segments poly-articulés où chaque articulation possède un ou plusieurs degrés de liberté (ddl). Ces articulations assurent la mobilité du squelette et la liaison entre les os. Elles peuvent être regroupées selon leur structure (fibreuse, cartilagineuse ou synoviale) ou selon leur fonction (immobile, semi-mobile ou mobile). Les articulations mobiles sont essentiellement situées dans les membres, tandis que les articulations semi-mobiles et immobiles sont presque exclusives au squelette axial. Comme le montre la figure II.13, une articulation synoviale est décrite en général à l'aide des propriétés suivantes [10, 45] :

1. Les surfaces des os qui s'articulent sont recouvertes d'un cartilage articulaire ;
2. Les surfaces articulaires sont enfermées dans une capsule articulaire ;
3. La capsule articulaire entoure une cavité articulaire remplie de liquide synovial lubrifiant ;

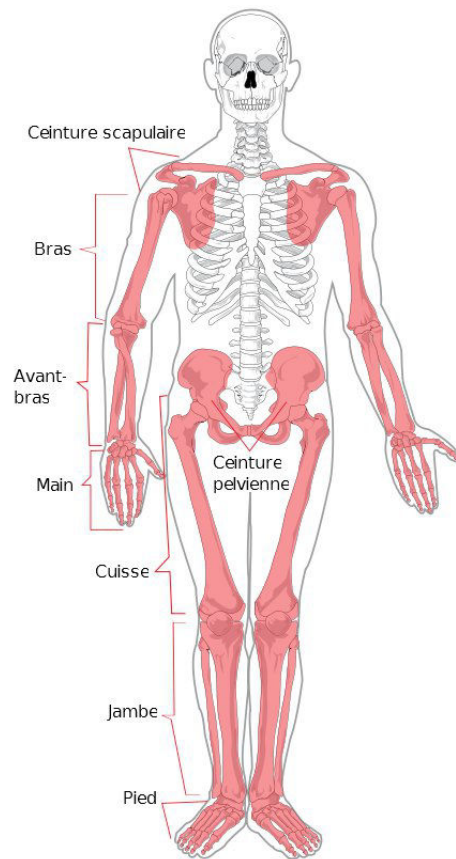


Figure II.12 – Squelette appendiculaire humain

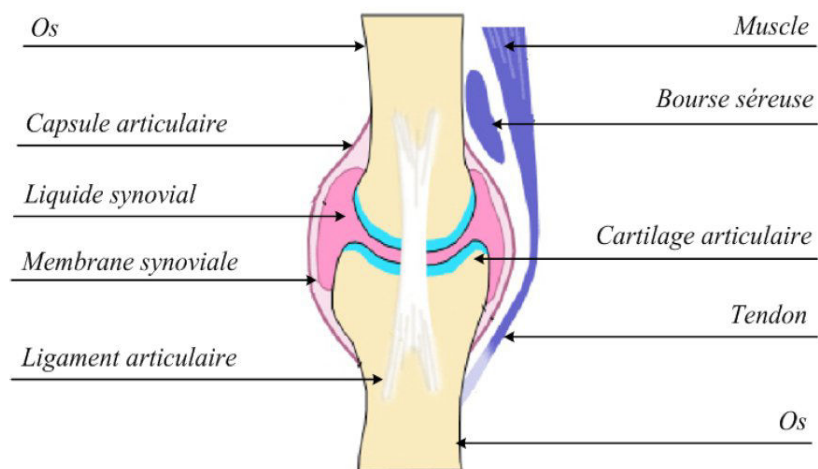


Figure II.13 – Structure générale d'une articulation synoviale [10].

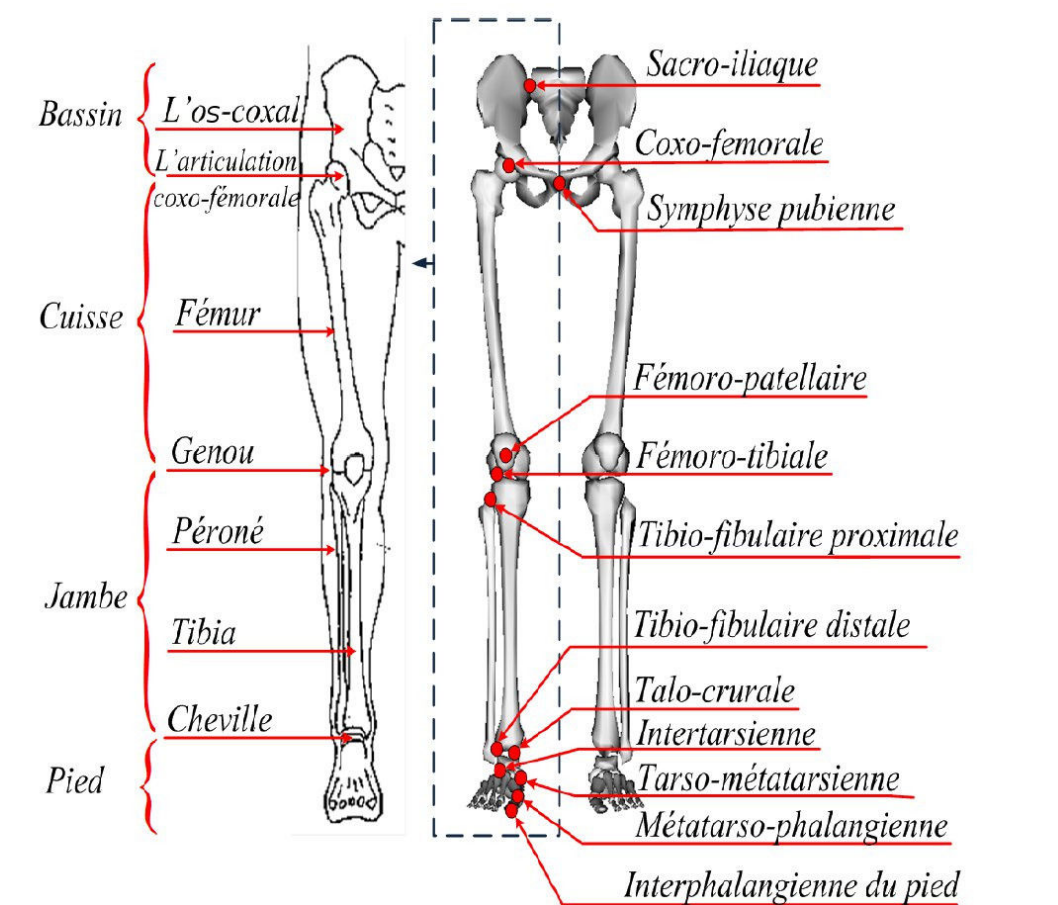


Figure II.14 – Articulations et segments du membre inférieur.

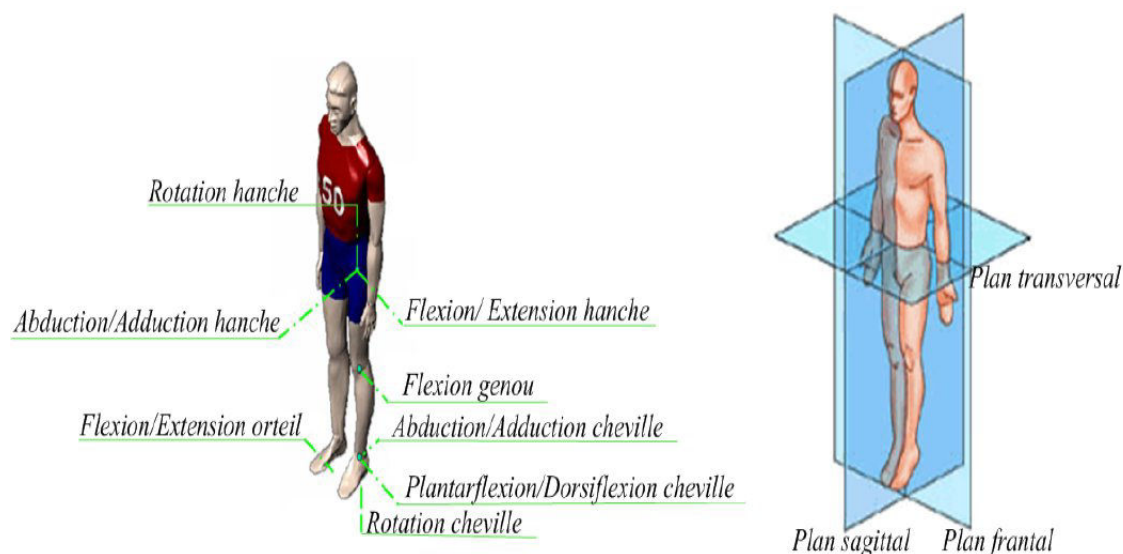


Figure II.15 – Articulations et plans de références du corps humain. [11]

4. La capsule articulaire est habituellement renforcée par des ligaments.

Dans le plan sagittal, la partie inférieure du corps humain est une structure à 7 ddl répartis comme suit : 3 ddl au niveau de la hanche, 1 ddl au niveau du genou et 3 ddl au niveau de la cheville (Figure II.15) [45]. La jambe est composée de 12 articulations (Figure II.14).

Du point de vue squelettique, le fémur pour la cuisse, le tibia et le péroné pour la jambe et l'ensemble tarsien pour le pied, représentent les principaux segments du membre inférieur [46].

Chaque segment du corps humain peut être associé à un repère permettant de le positionner dans l'espace. Les mouvements du corps humain sont considérés selon trois plans de références qui sont le plan sagittal, le plan frontal et le plan transversal. Chaque segment du corps humain est caractérisé par deux points : le premier appelé *proximal*, représente la position du centre articulaire du segment le plus proche du tronc ; le second appelé *distal*, représente, quant à lui, le centre articulaire le plus éloigné du tronc.

II.2.2.3 Articulations du membre inférieur

Le membre inférieur humain est constitué de plusieurs segments permettant à un sujet de se maintenir dans une position ou de se déplacer d'un endroit à un autre. Le membre inférieur est composé principalement de trois parties : la cuisse, la jambe et le pied. Les mouvements relatifs de ces segments sont basés sur les trois articulations suivantes :

1. **L'articulation coxo-fémorale** qui relie le membre supérieur à la hanche. Cette articulation permet d'orienter la cuisse dans toutes les directions de l'espace ;

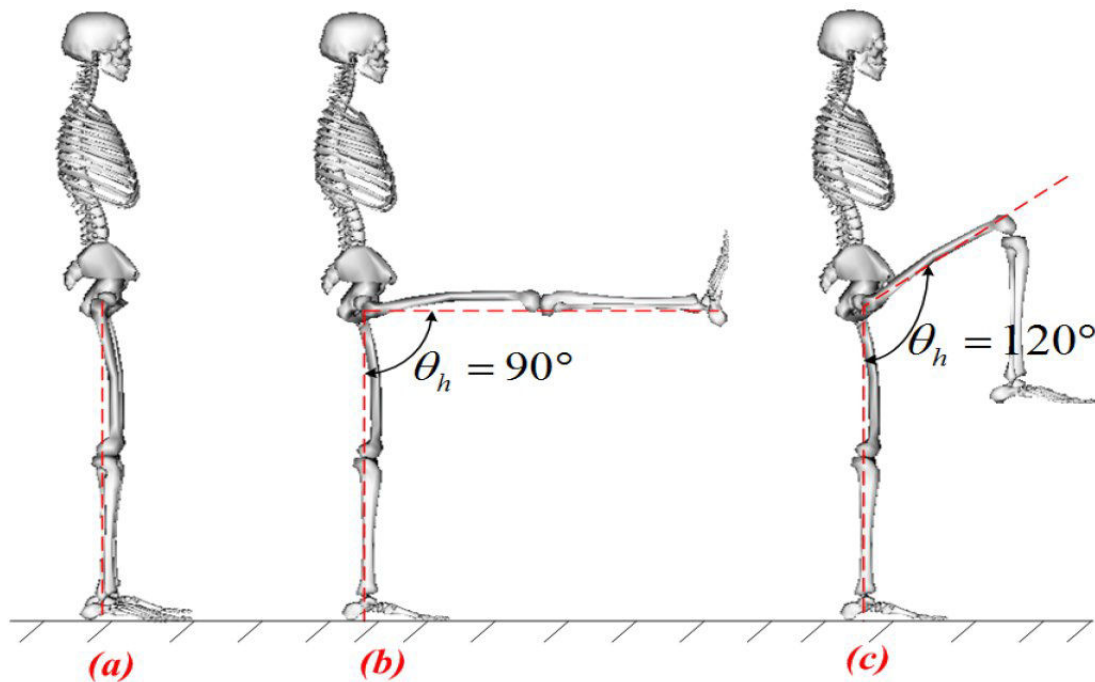


Figure II.16 – Débattements limites de la hanche [12].

2. **Le genou** qui relie la cuisse à la jambe. Cette articulation est responsable de la flexion/extension du membre inférieur ;
3. **La cheville** qui relie la jambe au pied. Elle permet la dorsiflexion/flexion du pied.

Articulation coxo-fémorale : L'articulation coxo-fémorale est une articulation à 3 ddl. Elle permet d'orienter la cuisse selon 3 axes dans l'espace. Selon le premier axe, appelé axe transversal et situé dans le plan frontal, s'effectuent les mouvements de flexion/extension de la hanche. Selon le deuxième axe, situé dans le plan sagittal et appelé axe antéro-postérieur, s'effectuent les mouvements d'adduction/abduction. Enfin, selon le troisième axe, situé dans le plan transversal et appelé axe vertical, s'effectuent les mouvements de rotations interne et externe du membre.

La figure II.16-(a), illustre une personne en position debout. L'articulation de la hanche forme un angle de 0° par rapport à la position verticale. La flexion normale de la hanche correspond à un angle de 90° (Figure II.16-(b)) et peut atteindre 120° lorsque le genou est totalement fléchi (Figure II.16-(c)). Notons que cette valeur peut augmenter de plus de 30° lorsque la personne est en décubitus dorsal (la personne est à plat-dos) ou en décubitus ventral (la personne est à plat-ventre).

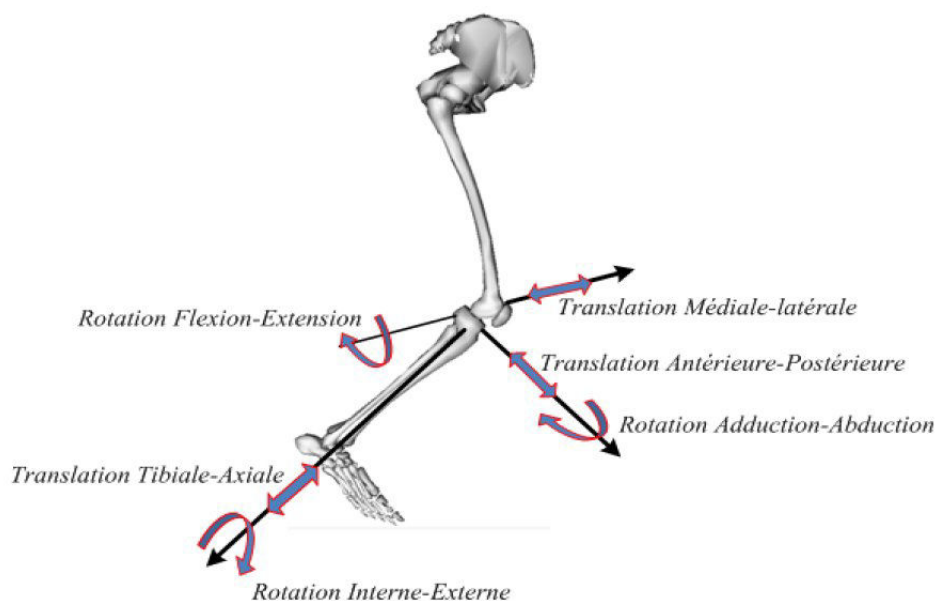


Figure II.17 – Description des mouvements du genou [12].

Articulation du genou : Le genou est l'articulation distale de la cuisse. Des travaux présentés dans [47, 48] décrivent le genou comme une articulation à un ddl permettant la flexion/extension de la jambe. Cependant, un deuxième ddl peut être considéré (Figure II.17). Il s'agit de la rotation autour de l'axe longitudinal de la jambe, appelée aussi rotation interne-externe. Cette rotation peut être effectuée lorsque le genou est fléchi [49].

Dans le plan sagittal, la flexion du genou peut varier entre 0° (extension totale du genou) et 135° (flexion totale), comme le montrent les figures II.18-(a) et II.18-(b). La position 90° correspond à la position de repos du corps humain (Figure II.18-(c)) [50].

Articulation de la cheville : La cheville, articulation distale de la jambe, permet l'orientation du pied. Ainsi, la dorsiflexion/flexion plantaire du pied, correspond à sa flexion/extension. Elle s'effectue autour d'un axe situé dans le plan frontal et passant par les deux malléoles. Son amplitude peut varier entre 30° et 50° . L'adduction-abduction du pied qui s'effectue autour de l'axe longitudinal de la jambe, peut atteindre une amplitude variant entre 35° et 45° . Les mouvements de pronation-supination s'effectuent, quant à eux, autour de l'axe longitudinal du pied.

II.2.2.4 Système musculaire du membre inférieur

Chaque muscle du membre inférieur possède une ou plusieurs fonctions particulières dont le but est le mouvement du corps humain et son maintien en station debout. Les muscles du

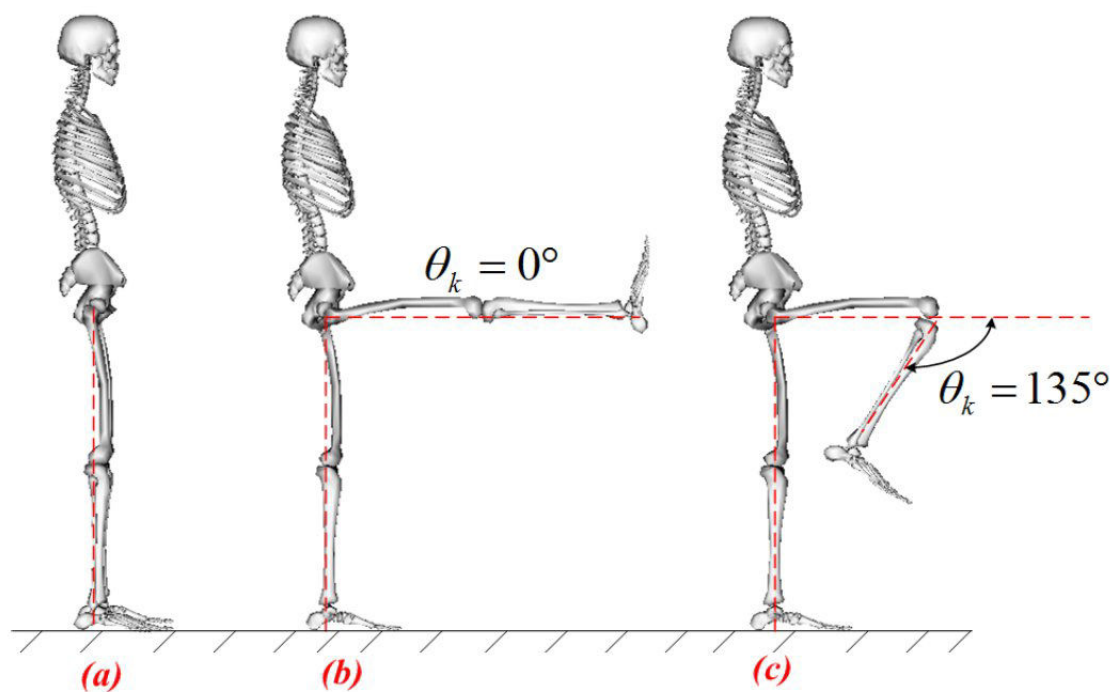


Figure II.18 – Débattements limites du genou [12].

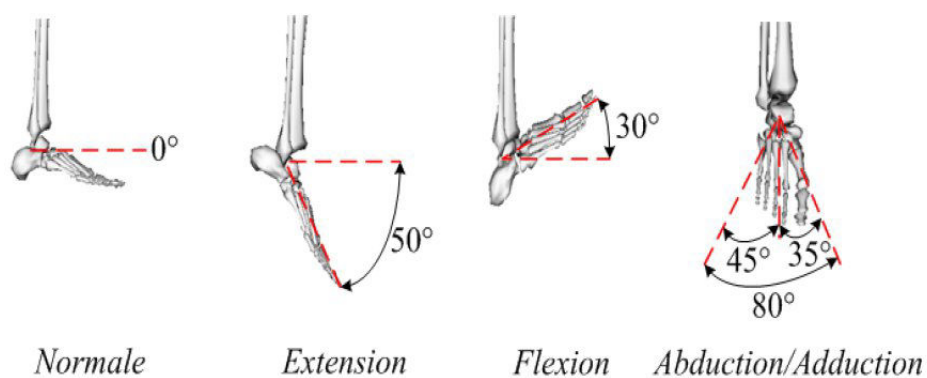


Figure II.19 – Débattements limites de la cheville [12].

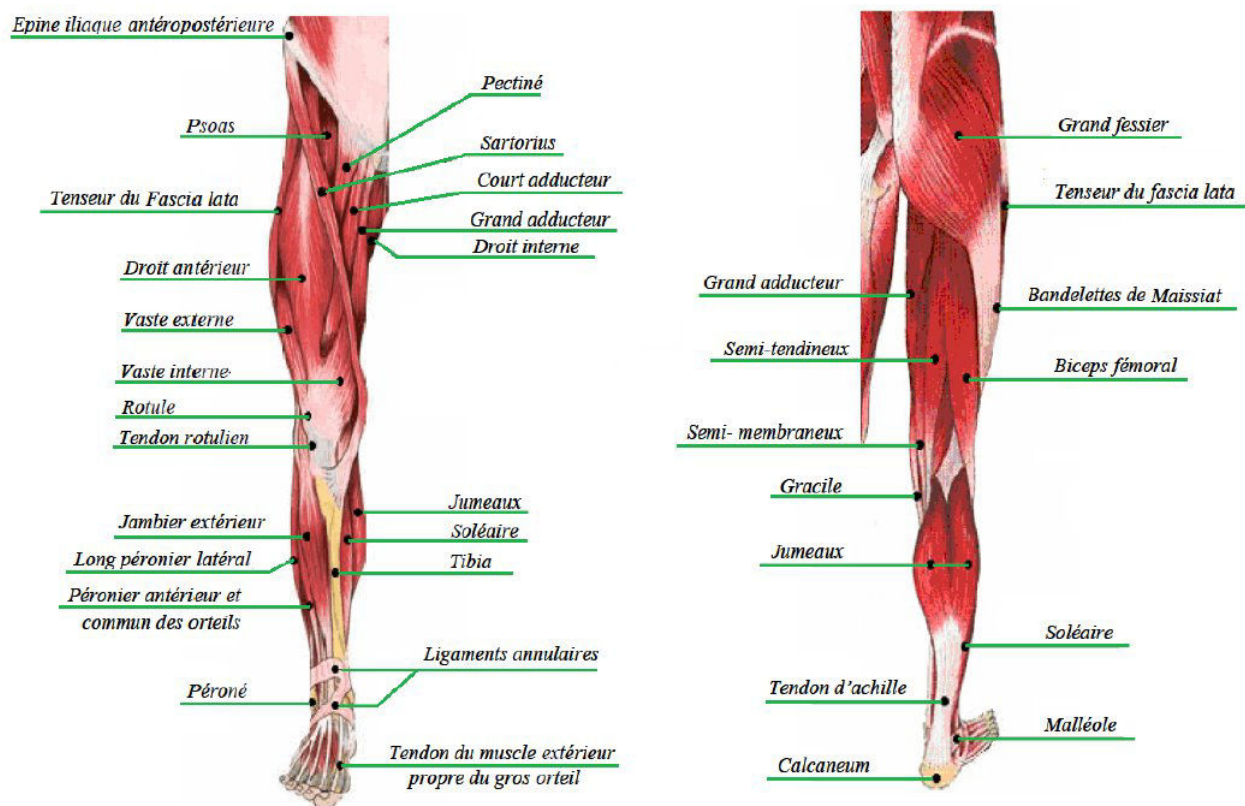


Figure II.20 – Muscles du membre inférieur [13].

membre inférieur, illustrés figure II.20, sont listés ci-dessous [51] :

- **Le psoas** est un muscle important et particulier par son insertion supérieure au niveau des faces latérales des cinq vertèbres lombaires, et son insertion inférieure sur le fémur au niveau de la face postérieure du petit trochanter. Ses actions principales sont la flexion de la cuisse sur le bassin lors de la marche, la flexion du bassin sur la cuisse, l'abduction de la cuisse sur le bassin, et la rotation externe de la cuisse ;
- **L'obturateur externe** a pour rôle de faire tourner la cuisse vers l'extérieur ;
- **Le tenseur du fascia lata** permet de fléchir le genou et d'incliner le tronc sur le bassin ;
- **Les 3 adducteurs** de la cuisse permettent le mouvement de la cuisse vers l'intérieur du corps ;
- **Le quadriceps**, appelé aussi quadriceps crural ou fémoral, est le muscle le plus volumineux du corps humain. Il supporte la plupart du poids et permet à l'être humain de se déplacer. Il est formé de deux muscles latéraux appelés vastes interne et externe, d'un muscle profond appelé le crural (plaqué contre le fémur), et d'un muscle superficiel-antérieur appelé le droit antérieur. Les vastes sont mono-articulaires et responsables de

-
- l'extension du genou ;
- **Le droit interne** permet la flexion du genou ;
 - **Le couturier** permet de mettre la jambe dans la position du couturier (hanche fléchie, genou fléchi et écarté) ;
 - **Le tibial antérieur** sert à la flexion dorsale du pied sur la jambe, à la supination du pied et à l'adduction du pied par rapport à la jambe ;
 - **Les jumeaux interne et externe** se terminent sur le calcanéum (talon) par l'intermédiaire d'un tendon très résistant, le tendon d'Achille. Ces muscles participent à la flexion du genou ;
 - **Le soléaire** s'étend du genou par des insertions sur le tibia et le péroné, jusqu'au tendon d'achille. Il a un rôle majeur pour la marche, la course, et le saut.

II.2.3 Déficiences et troubles du système neuro-musculo-squelettique

II.2.3.1 Déficience du système neuro-musculo-squelettique

Si on tient compte de leurs origines, on recense cinq types de déficiences motrices [52] :

- **Cérébrale** : Des lésions au niveau du cerveau peuvent se traduire par une infirmité motrice cérébrale (IMC). Ces lésions peuvent être dues à des traumatismes crâniens, des accidents vasculaires cérébraux ou à des tumeurs du cerveau. Ces atteintes du système nerveux peuvent entraîner la perturbation du tonus musculaire, de la régulation des mouvements ou de la commande volontaire. Seul le système nerveux est touché dans un premier temps mais le système musculaire et le squelette peuvent subir les conséquences de ces perturbations a posteriori.
- **Médullaire** : Des lésions du système nerveux périphérique dues à un accident ou bien à une maladie de la moelle épinière peuvent provoquer des troubles de la conduction de l'influx nerveux moteur et sensitif, ce qui entraîne l'impossibilité d'exécuter des mouvements volontaires. Plus le niveau de l'atteinte est proche du cerveau, plus la paralysie est importante. La tétraplégie se traduit par l'impossibilité pour l'humain d'utiliser de façon volontaire ses quatre membres alors que la paraplégie ne concerne que les membres inférieurs. On détermine ces atteintes par deux signes : les troubles sphinctériens et de sensibilité
- **Neuro-musculaire** : De nombreuses maladies sont à l'origine de troubles neuro-musculaires. Ces maladies sont pour la plupart génétiques comme les myopathies ou l'amyotrophie spinale infantile. Ce sont des maladies dégénératives avec une perte progressive de la force musculaire. Ces troubles induisent des déformations orthopédiques, des insuffisances res-

piratoires et parfois cardiaques, des difficultés à déglutir et des troubles digestifs.

- **Ostéo-articulaire** : Des malformations peuvent aussi être à l'origine de déficiences motrices : les anomalies ou absences de membres, les rhumatismes, les déformations de la colonne vertébrale, les malformations de l'os, les amputations ou bien encore les hémorragies intra-articulaires des hémophiles.

II.2.3.2 Troubles musculo-squelettiques (TMS) du genou

Les affections touchant les muscles, les tendons, les nerfs, les articulations et les os font partie des troubles musculo-squelettiques (TMS). Ces troubles touchent, dans la majorité des cas, la colonne vertébrale, les membres supérieurs ou les genoux. Les affections les plus fréquentes sont les lombalgies, les cervicalgies, les douleurs articulaires, les tendinites et le syndrome du canal carpien.

En Europe, le premier problème de santé dans le milieu du travail concerne les TMS, ce qui constitue en soit un problème économique. Près de 24% des travailleurs de l'Union Européenne déclarent souffrir du dos et 22% se plaignent de douleurs musculaires. Ces deux affections sont plus répandues dans les nouveaux États membres où leurs taux de fréquence respectifs sont de 39 et 36% [53]. Il est possible de palier à ces maladies par une prévention efficace. [54].

Les TMS du genou les plus courants sont :

- Le syndrome de compression du nerf sciatique poplitée externe, apparaissant lors d'une position accroupie prolongée.
- L'hygroma des bourses séreuses : ce trouble apparaît lors d'un appui prolongé sur le genou.
- La tendinite rotulienne ou sous-quadricipitale. Elle apparaît lors des mouvements répétés d'extension ou de flexion du genou.
- La tendinite de la patte d'oie. Elle apparaît lors des mouvements répétés d'extension ou de flexion du genou. C'est alors la face interne et postérieure du genou qui est touchée.

II.2.3.3 Traumatismes du genou

Toutes les distensions ou les ruptures de ligaments du genou altèrent la stabilité de l'articulation ; on parle dans ce cas d'entorses. La distension simple des ligaments est une entorse bénigne. La rupture de ligaments est une entorse grave. D'autres types de traumatismes peuvent apparaître à cause d'une sollicitation trop importante ou inhabituelle de l'articulation du genou.

- **Les lésions ligamentaires** touchant l'articulation du genou sont principalement dues à des entorses ; les ligaments dépassant les limites de leur élasticité.

-
- **Les lésions des ménisques** peuvent être dues à des compressions ou des déchirures plus ou moins importantes souvent associées à des lésions ligamentaires et capsulaires. Elles peuvent être provoquées par une rotation de la jambe bloquée, une rotation de la cuisse, des chocs latéraux ou bien une arthrose. Les sportifs de haut niveau sont souvent touchés par ces lésions.
 - **Les fractures de la rotule** sont soit transversales, soit longitudinales. Elles sont provoquées par un impact direct sur le genou : par chute, par choc ou par écrasement.

II.2.3.4 Vieillesse normale du système neuro-musculaire

L'une des principales conséquences du vieillissement de l'être humain est la diminution croissante de sa force musculaire à partir de l'âge de 20 ans. À 50 ans, l'être humain a déjà perdu de 20 à 40% de sa force musculaire, puis de 1 à 1,5% par an après 50 ans [40].

Cette diminution de la force musculaire est due à des raisons intrinsèques et extrinsèques.

Raisons intrinsèques :

- diminution de la masse musculaire jusqu'à 50 ans suivie d'une stabilisation. La masse musculaire diminue que de 1 à 2% par an ([40]).
- diminution du nombre de fibres musculaires composant chaque muscle (cf. §II.2.1.2).
- une diminution du nombre de moto-neurones α (cf. §II.2.1.1).
- une augmentation de la vitesse de contraction et de relâchement [55].
- un ralentissement de la cinétique de contraction, expliqué en partie par l'atrophie musculaire davantage marquée pour les fibres musculaires rapides (fibres II : puissantes mais peu résistantes à la fatigue) comparativement aux fibres lentes (fibres I : vitesse de contraction peu élevée, peu puissantes mais résistantes à la fatigue) (cf. §II.2.1.3).
- augmentation de la masse adipeuse de manière concomitante avec la diminution de la masse musculaire ([56, 57]).

Raisons extrinsèques :

- diminution de l'activité physique ([58, 59]).
- mauvaise nutrition ([58, 59]).

Le terme associé à ce phénomène est la **sarcopénie**. Il a été introduit par Rosenberg en 1989 ([60]). Il est établi maintenant que la sarcopénie est un processus physiologique inévitable lié au vieillissement. Ses conséquences peuvent être graves puisqu'il existe une relation directe entre la sarcopénie, la perte de l'indépendance et la survenue d'événements indésirables tels

que les chutes, les fractures, etc. L'inactivité physique semble y jouer un rôle majeur [61].

Une étude de 7 ans, menée auprès de personnes âgées de 73 à 86 ans, a montré un déclin de la force musculaire des extenseurs du genou d'environ 3%.[62]. Une autre étude de 12 ans a montré un déclin de 30% de la force musculaire des extenseurs du genou et une diminution de 20% de celle des fléchisseurs du coude [63]. Les muscles des membres inférieurs sont plus affectés que ceux des membres supérieurs compte tenu de modifications morphologiques plus prononcées au niveau des membres inférieurs.

Il existe des moyens de ralentir la progression de la sarcopénie et même d'inverser la tendance au déclin physique en proposant aux personnes concernées une augmentation de la quantité quotidienne de protéines accompagnée de la pratique régulière et adaptée d'exercices physiques et d'endurance qui améliorent la fonction musculaire ([64, 65]).

Moyens de prise en charge et de prévention du vieillissement neuro-musculaire :

De nombreuses études ont montré que l'activité physique peut prévenir et atténuer les effets du vieillissement sur le système neuro-musculaire.

Les travaux de [65] ont ainsi montré une variabilité des résultats en fonction de la durée d'entraînement, de la fréquence des séances d'entraînements et aussi de la population étudiée. Cependant, tous ces travaux montrent que l'activité physique apporte un bénéfice indéniable sur la santé en général et sur la force musculaire en particulier. Cette synthèse résume les résultats de 41 grandes études portant sur 1955 sujets. Elle montre un accroissement de la force musculaire allant de 52% à 80% et révèle que la surface des muscles ne s'est accrue que de 5 à 10%, démontrant ainsi qu'une telle augmentation de la force musculaire est due à une adaptation importante de l'innervation. En effet, les études qui se sont appuyées sur la technique de la biopsie musculaire ont pu montrer une augmentation pouvant aller jusqu'à 30 à 50 % de la surface occupée par les fibres de type I et de type II.

II.3 Exosquelettes/orthèses pour l'assistance à la mobilité et à la rééducation

En pratique, il existe deux techniques de rééducation des membres inférieurs : la première, dite passive, permet la rééducation des pathologies articulaires et ligamentaires. Pour ce faire, des mouvements riches en amplitudes sont appliqués par généralement un médecin thérapeute ou par un dispositif d'assistance externe, de telle sorte à obliger l'articulation défaillante à retrouver avec le temps son mouvement naturel. La seconde technique est dite active, car elle

viser le renforcement musculaire et l'amélioration de la coordination motrice par l'intermédiaire de mouvements induits par le patient et assistés par un médecin thérapeute ou un dispositif spécifique appelé «ergomètre ».

D'autres dispositifs mécatroniques sont apparus à partir du 20ème siècle, et connus sous le nom d'exosquelettes ou orthèses. Ils sont utilisés dans différents domaines d'applications dans le but d'augmenter, d'assister ou de restaurer les mouvements du porteur. Dans ce qui suit, nous passons en revue les principaux travaux sur les exosquelettes comme dispositifs pour l'assistance à la mobilité et à la rééducation.

Les orthèses fonctionnelles du genou sont utilisées pour pallier un déficit fonctionnel du genou. On peut citer l'exemple d'un genou instable après une lésion du ligament croisé antérieur, nécessitant une phase de rééducation pendant une période donnée, dans un but précis d'immobilisation ou au contraire de récupération d'amplitude. Couplé à un tapis roulant, un exosquelette peut être utilisé pour l'assistance à la mobilité et à la rééducation des personnes dépendantes. Cette technique offre de nombreux avantages tels que :

1. La reproduction de mouvements articulaires correspondant à une marche normale en vue de favoriser l'extension de la hanche, l'alternance flexion/extension du genou et un bon placement du pied ;
2. Le changement de la vitesse de marche de telle sorte à se rapprocher progressivement de la vitesse normale de déambulation ;
3. Le maintien d'une extension correcte du tronc ;
4. La synchronisation et la coordination entre les deux membres inférieurs pendant les deux phases de la marche (phase portante/ phase oscillante) ;
5. La recherche d'un grand nombre de répétitions de cycles de marche.

II.3.1 Techniques de rééducation et de réadaptation

Les métiers de la rééducation et de la réadaptation sont principalement la kinésithérapie, l'ergothérapie et la physiothérapie [66]. D'un point de vue fonctionnel, la rééducation est soit active soit passive ; la rééducation passive est utilisée pour des pathologies articulaires et ligamentaires alors que la rééducation active vise le renforcement musculaire et l'amélioration de la coordination motrice.

II.3.1.1 Rééducation passive

Dans la rééducation passive, le patient ne développe aucune activité musculaire. Ce type de rééducation nécessite une mobilisation passive, un travail postural, des tractions, des massages et un drainage lymphatique. Elle vise principalement la récupération de la mobilité en termes d'amplitude des membres atteints [67].

La mobilisation passive (ou conduite) consiste à appliquer à l'articulation atteinte des mouvements cycliques, tels que, des mouvements répétés de flexions/extensions, avec des amplitudes et des vitesses variables. Ces mouvements sont appliqués par un médecin thérapeute ou par un dispositif d'assistance externe. La mobilisation passive vise à restaurer ou entretenir la souplesse des articulations et à lutter contre la raideur articulaire d'origine musculaire (contracture ou spasticité), tendineuse (rétraction), intra-articulaire (adhérence), capsulaire et ligamentaire (rétraction). La mobilisation passive en amplitude est intéressante dans le cas de raideurs provoquées par l'arthrose, après une immobilisation articulaire prolongée pour les tendinites, après une chirurgie articulaire, dans le cas de contractures musculaires causées par un déficit neurologique, etc. Le travail postural, quant à lui, consiste à faire des étirements lents et progressifs avec un maintien de position en amplitude maximale pour lutter contre les raideurs articulaires.

II.3.1.2 Rééducation active

Contrairement à la rééducation passive, dans la rééducation active, le travail musculaire est soit actif soit actif-aidé et réalisé par l'intermédiaire de mouvements induits par le patient et assistés par un médecin thérapeute ou un dispositif spécifique appelé «ergomètre ». La rééducation active peut s'effectuer en chaîne ouverte (solicitation d'une seul groupe musculaire) ou en chaîne fermée (action simultanée des muscles agonistes et antagonistes).

Le renforcement musculaire peut être effectué par un travail isométrique, isotonique ou isocinétique. Le travail isométrique consiste à contracter le muscle sans qu'il y ait de mouvement. Le travail isotonique s'effectue, quand à lui, à force constante. Il peut être concentrique (contraction avec raccourcissement) ou excentrique (allongement du muscle malgré la contraction), et peut être utilisé dans le cas des tendinites par exemple. Le travail isocinétique, quant à lui, s'effectue à vitesse constante, et vise à renforcer le muscle par une contre-résistance.

La rééducation active vise principalement : le renforcement musculaire, l'augmentation du volume musculaire, l'amélioration de la coordination motrice et la reprogrammation motrice, l'élimination de la matière grasse en favorisant l'augmentation de la masse musculaire, la prévention de la raideur articulaire causée par les tissus conjonctifs en réduisant leurs spasticités.

La rééducation active peut aussi être utilisée pour la rééducation de la proprioception afin

de recouvrir des fonctions telles que le maintien de l'équilibre, le maintien et l'incitation à la plasticité du cortex moteur à travers l'initiation de mouvements volontaires.

II.3.2 Exosquelettes : définition et domaines d'application

La première définition scientifique d'un exosquelette a été donnée en 1969 à l'université Cornell aux États-Unis d'Amérique : «Un exosquelette est une structure mécanique externe qui a la forme du corps humain, qui dispose de moins de degrés de liberté que l'être humain, et qui peut accomplir la plupart des tâches désirées ».

Des exigences fonctionnelles sur les exosquelettes sont souvent nécessaires : un exosquelette doit être confortable, transparent (faible impédance et interface naturelle pour ne pas gêner les mouvements naturels du porteur), avoir une grande autonomie énergétique et pouvoir améliorer les performances humaines comme sa vitesse, son endurance, etc.

Un exosquelette comprend plusieurs éléments :

1. **La structure mécanique (armature)** : Fabriquée en général à partir de matériaux légers, elle doit être suffisamment solide pour soutenir le poids du porteur ainsi que son propre poids. Elle est constituée en général de plusieurs articulations correspondant à celles du porteur ;
2. **Les capteurs** : Placés sur la structure mécanique ainsi que sur le porteur, les capteurs permettent d'assurer la meilleure fonction d'assistance possible. Ils peuvent être de différents types : manuels (une télécommande, un bras de commande, etc.), électriques (goniomètres, accéléromètres, gyroscopes, semelles baropodométriques, capteurs d'effort, etc.), bioélectriques (EMG, EEG, etc.), peuvent être une combinaison d'appareils comme une télécommande ou un détecteur de mouvement permettant au porteur de passer d'un mouvement de marche à un mouvement de montée d'escaliers par exemple ;
3. **L'unité de contrôle** : Elle a en charge l'acquisition et le traitement des informations délivrées par les capteurs, et le contrôle des actionneurs selon des lois de commande garantissant l'efficacité du mouvement d'assistance et la stabilité du système humain-exosquelette ;
4. **Les actionneurs** : Ils jouent le rôle de muscles et peuvent être de différents types : électriques, hydrauliques, pneumatiques. Les actionneurs électriques sont les plus utilisés pour des raisons d'embarquabilité énergétique ;
5. **Les batteries** : Elles fournissent l'énergie nécessaire pour le fonctionnement de l'exosquelette. Elles doivent être légères pour ne pas alourdir le système, garantir une grande

autonomie, et permettre un rechargement rapide. Différentes technologies de batteries sont proposées sur le marché. Ces batteries diffèrent entre elles par le nombre de cellules, leur disposition (en série ou en parallèle), ainsi que par les matériaux utilisés. Par exemple, une batterie en NiMH (Nickel Métal Hydrure) peut assurer une autonomie variant entre 30 et 60 min d'utilisation intensive tandis qu'une batterie en Zinc-Argent possède une autonomie allant de 60 à 120 min d'utilisation intensive. Une nouvelle génération de batteries en Lithium-Air ou Lithium-Oxygène, actuellement en cours de développement, pourrait à l'avenir augmenter considérablement l'autonomie des exosquelettes.

Les exosquelettes peuvent être conçus pour les membres supérieurs, inférieurs, ou pour l'ensemble du corps humain. Ils peuvent être utilisés dans différents domaines d'application comme :

1. **Le domaine médical** pour la rééducation neuro-musculaire des membres inférieurs et supérieurs.
2. **L'assistance aux personnes dépendantes** dans leurs activités physiques quotidiennes comme se lever/s'asseoir, marcher, monter les escaliers, etc.
3. **Le domaine militaire** pour décupler la force ou augmenter la vitesse des soldats. Il s'agit par exemple de permettre aux soldats de porter sans effort des charges lourdes sur de longues périodes de temps.
4. **Le domaine industriel** pour permettre aux ouvriers de porter des charges lourdes sans risque et sans conséquence sur les articulations.

II.3.3 Exosquelettes : historique et état de l'art

II.3.3.1 Historique de l'évolution des exosquelettes

La première forme d'exosquelette qu'ait connue l'humanité remonte au VII^e siècle avant J.C avec l'apparition des échasses en Chine, puis, vinrent au XIV^e siècle, la fabrication en Europe médiévale des premières armures articulées utilisées pour protéger les soldats lors des combats. L'inventeur du concept tel qu'on le connaît aujourd'hui est l'américain Robert A. Heinlein. Dans l'ouvrage de ce dernier, paru en 1959 et intitulé *Starship Troopers*, des guerriers du futur sont équipés d'exosquelettes blindés.

Le développement des exosquelettes motorisés remonte au début des années 60. A cette époque, l'*US Defence Department* commence à s'intéresser au développement d'une armure motorisée, pour augmenter la force musculaire des soldats ainsi que leur endurance. En 1962, l'US Air

Force reçoit une étude de *Cornell Aeronautical Laboratory* concernant la faisabilité et l'utilisation d'un système robotique maître-esclave pour soulever des charges lourdes par un opérateur humain. Ainsi, apparut la première définition scientifique d'un exosquelette citée plus haut [68]. Le premier brevet d'un exosquelette motorisé fût déposé par l'américain Emery Kultsar en 1964 pour son exosquelette appelé *Moving And Support System For Human Body* [69]. Il s'agit d'un système complet, assurant le contrôle de la posture et de la locomotion du corps humain. Le système de contrôle sert à commander des électrovannes selon deux modes : le premier permet un contrôle local et le second, un contrôle à distance par l'intermédiaire d'un système de transmission audio/vidéo. Hardiman 1 de *General Electric* est un exosquelette amplificateur de force comportant un seul bras (Figure II.21.A) [14]. Ce prototype permet au porteur de soulever aisément une charge pouvant atteindre 680 kg à l'aide de moteurs électriques et d'électrovannes. Son principe consiste à utiliser deux exosquelettes utilisés en mode maître-esclave. Cette première expérience a montré l'échec des systèmes de type maître-esclave, et ainsi, le projet fût abandonné en 1971.

Les premiers travaux sur les exosquelettes à visées médicales furent initiés par Vukobratovic au début des années 70. Ils se sont concrétisés par la réalisation de plusieurs prototypes d'exosquelettes pour paraplégiques. Equipés d'actionneurs hydrauliques et pneumatiques, ces prototypes agissent sur les articulations de la hanche et du genou dans le plan sagittal [70]. Le système de commande proposé à l'époque consiste à prédéfinir des mouvements périodiques calculés à partir d'algorithmes garantissant la stabilité du porteur. Il s'agit d'une méthode qui a vite révélé ses limites, néanmoins, les algorithmes proposés ont été utilisés par ailleurs pour le contrôle de plusieurs robots bipèdes.

Le deuxième exosquelette pour paraplégiques, fût développé par Seireg en 1981 ([15]) (Figure II.21.B). Il agit comme son prédécesseur sur la hanche et le genou mais utilise un actionnement hydraulique. Le principe de commande est cependant similaire à celui utilisé par Vukobratovic ([70]).

L'année 2000 fût marquée par le lancement, par l'agence américaine de recherche et développement militaire, du premier grand programme de développement d'exosquelettes motorisés portables lancé . Ce programme, baptisé «*Exoskeletons for Human Performance Augmentation* » avec un budget total avoisinant les 50 millions de dollars, était destiné au développement d'exosquelettes à des fins militaires pour accroître la force et l'endurance des soldats. Le projet, confié à l'université de Berkeley en Californie, a donné naissance en 2005 au premier prototype d'exosquelette motorisé portable destiné au transport de charges lourdes, sur de longues distances, et en situations difficiles. Ce prototype, appelé BLEEX (Berkeley Lower-Extremity

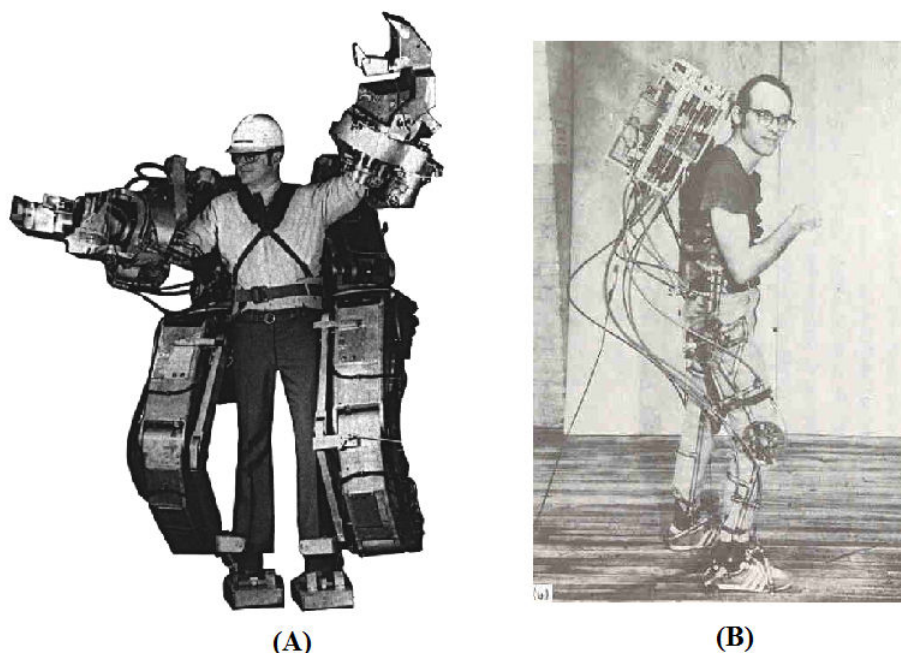


Figure II.21 – (A) : L'Exosquelette Hardiman [14], (B) L'exosquelette de Seireg [15]

EXoskeleton) (Figure II.22.A), assiste uniquement les membres inférieurs du porteur. Il dispose de 7 ddl (degrés de liberté), dont 3 pour la hanche, 1 pour le genou et 3 pour la cheville. Quatre de ces ddl sont motorisés par des vérins hydrauliques à double effet permettant l'abduction-adduction et la flexion-extension de la hanche, d'une part, et la flexion-extension de la cheville et du genou, d'autre part ([71]). BLEEX pèse 27 kg et peut soulever une charge de 34 kg pour une vitesse de marche de 1.3 m/s. Le système de commande utilise le modèle dynamique de l'exosquelette et une quarantaine de capteurs pour résoudre ce modèle en temps réel et piloter les actionneurs ([71]).

Plusieurs exosquelettes ont depuis vu le jour, tels que, l'exosquelette militaire HULC (Human Universal Load Carrier) (Figure II.22.D) qui permet à des soldats de porter 90 kg de charge pendant une longue période. Pour augmenter l'autonomie de cet exosquelette, les batteries ont été remplacées par des cellules à combustible autorisant jusqu'à 72 heures de fonctionnement en continu. Deux autres exosquelettes ont été également conçus par Berkeley Bionics, l'Exo-Climber (Figure II.22.B) et le eLEG (Figure II.22.C). Le projet ne s'est pas limité seulement aux applications militaires mais s'est aussi attaqué aux applications médicales avec le développement de l'exosquelette eLEGS (Exoskeleton Lower Extremity Gait System) destiné aux personnes paraplégiques (Figure II.22.C). Ce prototype est contrôlé par un système pouvant apprendre le comportement du corps pour adapter les mouvements des membres inférieurs qu'il

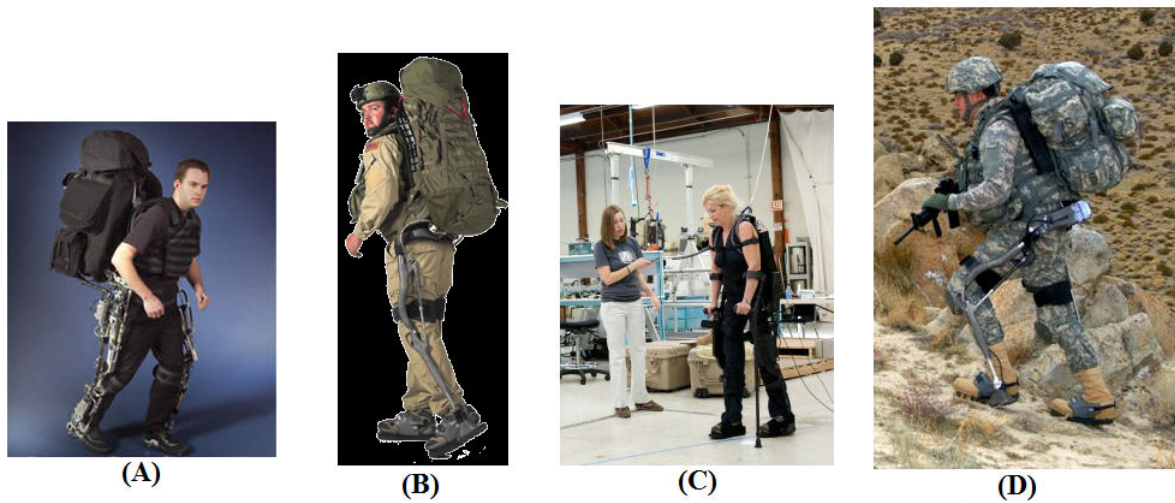


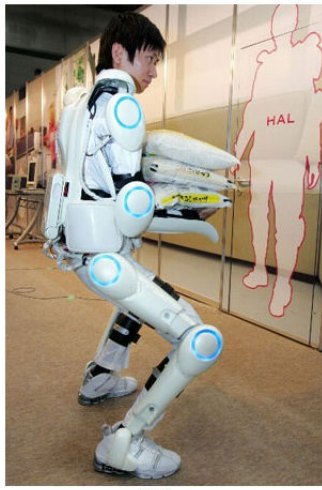
Figure II.22 – Les exosquelettes (A) : BLEEX, (B) : ExoClimb, (C) : eLEG, (D) : HULC [16]

contrôle; ses batteries ont une autonomie de 6 heures pour une vitesse de déplacement de 3 km/h.

Parallèlement au projet de l'armée Américaine, la société Cyberdyne au Japan a lancé le projet d'exosquelette HAL (Hybrid Assistive Limb). Cet exosquelette conçu par le roboticien Yoshiyuki Sankai est présenté comme une aide pour le personnel médical chargé d'assister des personnes à mobilité réduite, ainsi que pour les travailleurs soulevant des charges lourdes [17] (Figure II.23.A). Il agit sur la hanche et le genou dans le plan sagittal. Son système de commande utilise la mesure de l'activité électrique des muscles (EMG de surface) des muscles fléchisseurs et extenseurs du genou, ainsi qu'un capteur de force de réaction au sol. HAL est actionné par des moteurs électriques couplés à des réducteurs «Harmonic Drive ».

Un autre projet similaire à HAL, le «Power Assisting Suit for Assisting Nurse Labor» de Yamamoto et al, a été conçu pour aider les infirmières à soulever des patients [18] (Figure II.23.C). Equipé d'actionneurs pneumatiques, il agit sur les articulations des genoux et des hanches dans le plan sagittal. L'interaction avec l'exosquelette s'effectue à travers des capteurs de force placés sur le porteur.

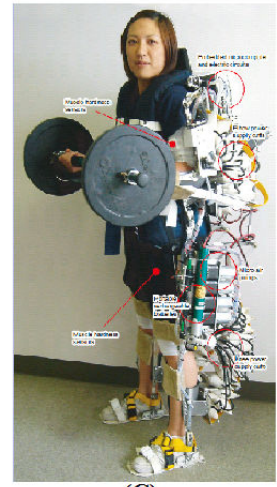
Outre les applications militaires et médicales, on peut citer les travaux de l'université de Tokyo sur le développement de l'exosquelette baptisé «Power Assist Suite », destiné à des applications dans le domaine agricole. Cet exosquelette dispose de huit moteurs électriques et de capteurs pour détecter les mouvements du porteur, et peut répondre aussi à les commandes vocales (Figure II.23.B). En termes de performances, ce prototype permet de réduire jusqu'à 62% l'effort du porteur. Le but étant ici d'assister les mouvements d'un agriculteur pour l'aider à se



(A)



(B)



(C)

Figure II.23 – Les exosquelettes (A) : HAL-5 [17], (B) : Power Assist Suite, (C) : Power Assist Suite for Nurse labor [18]

redresser ou à porter des charges. Deux versions ont été développées, l'une de 30 kg pour les tâches les plus ardues, comme déplacer des paniers ou des hottes, l'autre de 22 kg pour des travaux moins pénibles tels que la cueillette des fruits.

II.3.4 Exosquelettes portables pour l'assistance et la rééducation des membres inférieurs

II.3.5 Exosquelettes/orthèses basés capteurs mécaniques

II.3.5.1 Exosquelette Roboknee

RoboKnee est un prototype d'exosquelette du genou développé par l'*Institute for Human and Machine Cognition* aux Etats-Unis (Figure II.24). Il utilise un actionneur élastique série (Series-Elastic-Actuator (SEA)) [19]. Pour pouvoir générer le couple nécessaire, l'actionneur relie la cuisse et la jambe (Figure II.24). La position angulaire du genou est mesurée à l'aide d'un potentiomètre linéaire placé parallèlement à l'axe de l'actionneur. L'orthèse assure des mouvements de flexion et d'extension dans le plan sagittal.

L'intention de l'utilisateur est estimée par l'intermédiaire de deux capteurs de force placés sur la semelle rigide de la chaussure. Pour estimer le couple d'assistance, les auteurs supposent que la force de réaction au sol est toujours verticale. Du fait que la position angulaire de la cheville n'est pas mesurée et que la hanche agit directement sur le talon de la cheville,

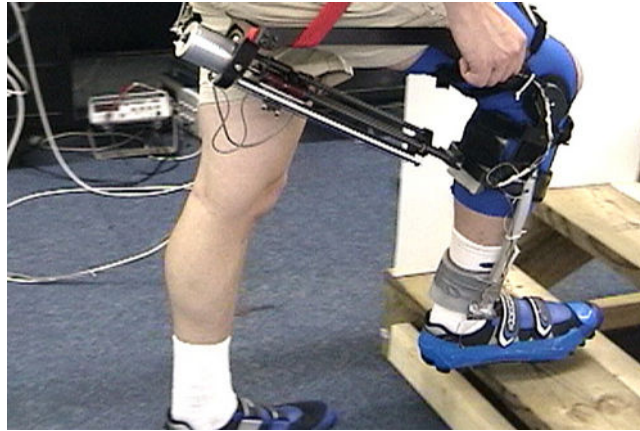


Figure II.24 – L'exosquelette RoboKnee [19]

l'effort engendré au niveau de l'articulation du genou par la force de réaction au sol, n'est pas directement mesurable. Cet effort (couple) articulaire est estimé à partir de considérations géométriques simples. L'orthèse est commandée en couple via un contrôleur Proportionnel dont la sortie (couple à produire) est, selon la nécessité, amplifiée ou réduite d'un facteur dans le but de compenser les faiblesses musculaires du sujet.

L'idée proposée par les auteurs est très intéressante et très simple à mettre en œuvre. Cependant, les auteurs se sont intéressés beaucoup plus aux aspects mécaniques tels que l'ergonomie, le confort, l'autonomie mais ont totalement ignoré les études et les tests de stabilité et de robustesse de l'approche de commande ; la réactivité de l'exosquelette à l'intention de mouvement du porteur n'est pas non plus discutée.

II.3.5.2 Exosquelette AKROD-Active Knee Rehabilitation Orthotic Device

Nikitzuk et al. ont développé une orthèse du genou (AKROD) destinée à rééduquer les patients ayant subi un AVC afin de corriger l'hyper-extension ainsi que la raideur du genou (Fig. II.25) [20, 21]. L'orthèse est mue par un actionneur à fluide électro-rhéologique permettant de fournir un couple résistif contrôlable et ajustable électriquement. Le système est équipé d'un capteur de couple et d'un codeur incrémental.

On distingue deux modes de commande en boucle fermée : le premier consiste en une poursuite en couple par un contrôleur Proportionnel Intégral (PI), et le second, en une poursuite en vitesse via un contrôleur PID adaptatif. Pour le premier mode, les auteurs proposent deux commandes, la première est un contrôleur PI dont l'entrée est la différence entre le couple de référence et celui fourni par le capteur de couple. La sortie du contrôleur PI est sommée avec le couple de référence pour déterminer le couple de commande. La deuxième loi de commande

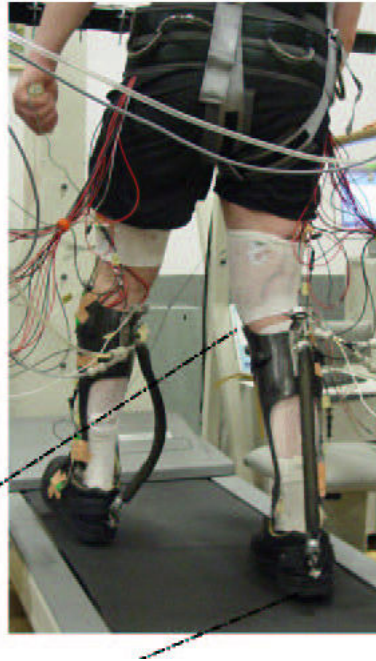


Figure II.25 – Exosquelette AKROD-Active Knee Rehabilitation Orthotic Device [20, 21]

est une amélioration de la première où, au couple de commande calculé à partir de la première loi, s'ajoute une troisième entrée dite à composante adaptative. Cette composante consiste en une fonction calculée par une interpolation B-Spline construite à partir des erreurs mesurées dans les cycles précédents. Le deuxième mode de commande (vitesse) est similaire au premier, à la différence du contrôleur PID utilisé à la place du PI, et l'entrée du contrôleur (PID dans ce mode) qui est précédée d'un contrôleur en modes glissants avec gain programmable sur lequel les auteurs ne donnent aucune précision. L'apport principal de ces travaux réside dans l'actionneur utilisé, qui, contrairement à la majorité des actionneurs existants, ne fait que freiner le mouvement. D'un point de vue commande, les auteurs présentent des résultats de régulation avec des consignes fixes ainsi que les tests de robustesse vis-à-vis des perturbations externes. Les auteurs ne fournissent cependant aucune preuve de stabilité ; la question de la réactivité de l'orthèse n'est pas non plus abordée, et l'estimation de l'intention de mouvement du porteur n'a fait l'objet d'aucune quantification, ni mesure. Dans ces travaux, la contribution du porteur à la réalisation du mouvement est considérée comme une perturbation. On peut également soulever quelques remarques sur la pertinence de l'approche de commande et la nomenclature employées. En effet, l'usage du terme « en boucle fermée » semble inapproprié du fait que la trajectoire est imposée même si l'information sur le couple (ou vitesse) est exploitée pour contrôler le système (orthèse et porteur) en boucle fermée.



Figure II.26 – Orthèse de l’université de Saitama [22]

II.3.5.3 Orthèse de l’université de Saitama-Japon

Cette orthèse fonctionnelle, conçue pour la rééducation des hémiplésiques et des paraplégiques, est commandée par un mécanisme de pseudo-muscles bi-articulaires utilisant des servo-actionneurs à transmission hydraulique bilatérale [22]. Le système hydraulique d’un seul servo-actionneur est composé de deux cylindres fonctionnant en mode maître-esclave permettant d’avoir un contrôle, à la fois, du genou et de la hanche (Fig. II.26). L’orthèse est commandée en boucle fermée par un contrôleur de type Proportionnel. La trajectoire de référence est estimée en fonction de l’intention de mouvement du porteur qui est déterminée de la manière suivante : lorsque le porteur développe un effort, une différence de pression apparaît entre le maître et l’esclave. Cette différence est estimée par l’intermédiaire d’un potentiomètre et la tension délivrée par ce dernier sert de retour de position pour réguler un servomoteur et rééquilibrer les deux pistons.

La contribution majeure de ces travaux réside dans la conception mécanique du prototype dans le sens où elle permet d’estimer l’intention du porteur d’une manière simple et ingénieuse, et ce, sans nécessiter l’emploi de capteurs externes, ni d’algorithmes complexes. Les auteurs montrent des résultats conformes à leurs attentes. On peut cependant noter qu’aucun test de

robustesse, ni aucune étude de stabilité, n'a été présentés. Par ailleurs, la pertinence de l'estimation de l'intention de mouvement du porteur n'a fait l'objet d'aucune validation théorique ou expérimentale.

II.3.5.4 Orthèse de l'université de Salford-Angleterre

Cette orthèse à 10 ddl (5 par membre) dont 3 pour la hanche (flexion/extension, abduction-adduction, rotation latérale-médiale), 1 pour le genou (flexion/extension) et un dernier pour la cheville (dorsi-flexion/flexion plantaire) (Fig. II.27) [72]. Le prototype est équipé d'actionneurs de type muscles artificiels pneumatiques de grande puissance, opérant par paire. Une paire de muscles antagonistes est associée à chaque articulation du membre inférieur. Chacune des articulations est commandée séparément en position par un contrôleur de position/couple en cascade ; la régulation de position s'effectue par l'intermédiaire d'un contrôleur de type Proportionnel-Intégral-Dérivé (PID), et la régulation de couple par un contrôleur de type «PID à trois niveaux ». Le premier niveau a pour entrée l'erreur de poursuite en couple. Ce niveau est disposé en série avec deux autres niveaux, placés en parallèle, servant à réguler la pression des deux actionneurs antagonistes. Pour résoudre le problème de la redondance des actionneurs, les auteurs associent à chaque muscle une raideur qui est sommée à la sortie du régulateur PID du premier niveau. Lorsqu'un actionneur linéaire est activé sur une jambe, il est automatiquement désactivé sur l'autre jambe. Les auteurs affichent de bons résultats en termes de poursuite de la trajectoire de référence et de rejet des perturbations externes. Des tests ont été effectués en faisant varier empiriquement la raideur associée à chaque muscle. Les auteurs ont accordé une attention particulière à l'étude de la bande passante de chaque actionneur en fonction de la raideur associée à chaque muscle. Dans ces travaux, on peut observer que les auteurs ne se sont pas intéressés à l'intention de mouvement du porteur et considèrent seulement une trajectoire de référence prédéfinie.

II.3.6 Exosquelettes/orthèses basés sur des bio-capteurs

II.3.6.1 Exosquelette de l'université Saga-Japan

He et al. proposent une commande d'exosquelette pour assister les mouvements de la hanche et du genou, basée sur l'intention de mouvement du porteur (Figure II.28) [23]. Le prototype est destiné à apporter une assistance fonctionnelle à des personnes souffrant d'une déficience motrice.

La loi de commande est basée sur l'intention du porteur qui est estimée à partir, d'une part,

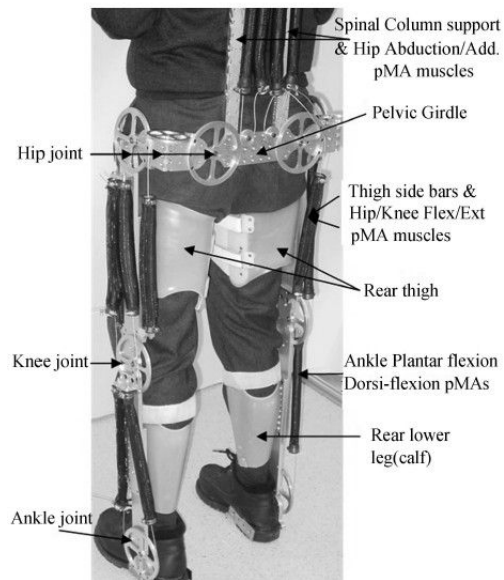


Figure II.27 – Orthèse à 10 ddl de l’université de Salford

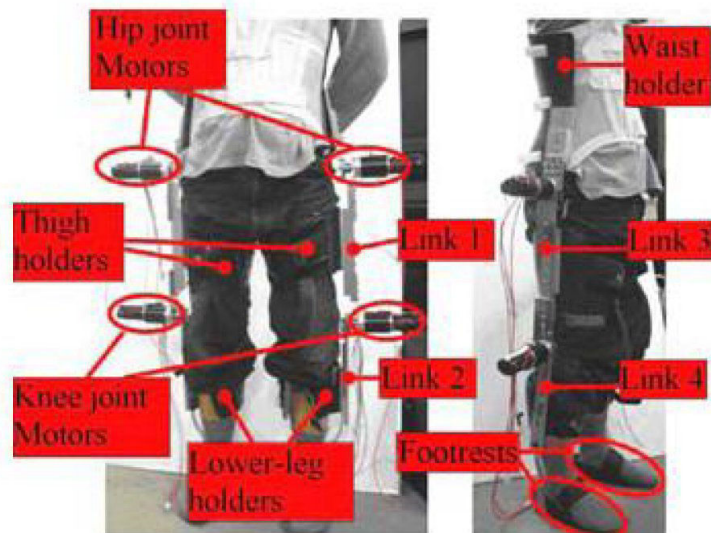


Figure II.28 – Exosquelette de l’université Saga-Japan [23]

des signaux EMG caractérisant les activités des muscles fléchisseurs et extenseurs du genou, et d'autre part, des données délivrées par des capteurs de force placés à la fois sur les semelles des chaussures et sur les articulations du genou et de la hanche. Ces informations sont exploitées dans un modèle neuro-flou pour estimer l'intention du porteur. Les paramètres du contrôleur sont mis à jour en ligne en fonction des conditions physiques et physiologiques du porteur. L'exosquelette est commandé en couple par l'intermédiaire d'un régulateur proportionnel. Les expérimentations ont été menées sur une personne saine effectuant le mouvement assis-debout. Pour la validation de l'approche de commande, les activités électriques des muscles sont comparées en considérant deux modes : présence d'assistance et absence d'assistance, et pour ces deux modes, deux cas sont étudiés : porteur en bonne condition physique et porteur en condition physique limitée. Les résultats obtenus confirment la validité du contrôleur en termes d'assistance. Même si la commande est réalisée en boucle ouverte, aucune étude de stabilité et de robustesse du contrôleur n'a été menée. Il faut noter aussi que l'adaptation en ligne des paramètres du contrôleur neuro-flou présente un danger majeur dû à la divergence de la sortie du contrôleur.

II.3.6.2 Exosquelette HAL (Hybrid Assistive Limb)

HAL est un exosquelette motorisé développé dans un premier temps par l'université de Tsukuba et maintenant commercialisé par la société Japonaise Cyberdyne. Il s'agit d'un système de locomotion bipède conçu pour aider les personnes handicapées ou âgées ayant des déficiences motrices. La locomotion est assurée, à partir d'un suivi de trajectoires de marches (contrôle cybernétique volontaire), ou par synchronisation du mouvement de soutien avec celui déduit de l'intention du porteur estimée, à partir de signaux EMG.

Le projet HAL a donné naissance à plusieurs exosquelettes, dont le HAL-1, HAL-3, HAL-5 et le HAL-mono articulaire. Les techniques de commande sont différentes d'un exosquelette à un autre. Dans ce qui suit, nous passons en revue les travaux de la littérature exploitant les signaux EMG pour la commande des exosquelettes.

HAL-Mono Articulaire [24] : La version mono-articulaire de l'exosquelette HAL ne concerne que l'assistance de l'articulation du genou (Figure II.29.A). Elle est destinée aux paralysés du membre inférieur présentant une très faible activité musculaire. Les auteurs postulent qu'à partir de très faibles signaux EMG recueillis au niveau des muscles fléchisseurs et extenseurs du genou, il est toujours possible de reconstituer l'intention du porteur, de la même manière que s'il était en bonne santé. Pour ce faire, les auteurs proposent un modèle mathématique de génération du tétanos musculaire (cf. §II.2.1.3). Ce modèle a pour entrée des signaux EMG de



Figure II.29 – (A) : HAL mono-articulaire [24], (B) : HAL-5 [25], (C) : HAL-3 [26]

faible intensité et en sortie le couple que souhaite développer le porteur. Le couple d'assistance est linéairement proportionnel au couple estimé du porteur. Les résultats obtenus dans le cas des mouvements de flexion et d'extension confirment la faisabilité de l'approche proposée. On peut remarquer que peu de résultats ont été présentés et que le modèle de génération du tétanos n'a pas fait l'objet d'une étude poussée. Par ailleurs, les auteurs émettent une hypothèse forte qui consiste à considérer une faible activité musculaire équivalente à un potentiel d'action mécanique. Une telle hypothèse est néanmoins discutable et aurait mérité plus d'explications et de validations. La contribution découlant de ces travaux se situe principalement dans l'estimation de l'intention de mouvement et non dans la loi de commande qui n'a fait l'objet d'aucun test de stabilité ou de robustesse.

HAL-3 : HAL-3 est un exosquelette conçu par l'équipe du Professeur Sankai de l'université de Tsukuba au Japon. Il dispose de 3 ddl, permettant la flexion/extension du genou, de la hanche et de la cheville. Les articulations de la hanche et du genou sont motorisées par des moto-réducteurs à courant continu.

Hayashi et al. proposent une méthode permettant de commander l'exosquelette HAL-3 pour assister les mouvements de l'articulation du genou et développer une interaction intuitive

entre l'exosquelette et le porteur (Figure II.29.C) [26]. Le principe de la commande consiste à compenser la raideur, le couple gravitationnel ainsi que l'amortissement de l'articulation du genou du porteur. Pour ce faire, l'estimation des propriétés visco-élastiques du genou du porteur est effectuée en mode passif où le porteur ne développe aucun effort. Les paramètres sont identifiés en boucle fermée au sens des moindres carrés linéaires utilisant un procédé itératif. Pour l'identification, le modèle dynamique de l'articulation du genou du porteur est linéarisé en considérant ce dernier en position assise; la loi de commande est synthétisée à partir de la somme des efforts fournis par le porteur et l'actionneur, et de l'effort (couple) résistif dû aux propriétés visco-élastiques du genou. Pour permettre une contre-réaction du couple de frottements visqueux, les auteurs utilisent un observateur de vitesse.

Chaque groupe musculaire du genou, à savoir le quadriceps et l'ischio-jambier, est modélisé sous la forme d'un muscle équivalent ayant un modèle musculaire linéaire à une seule variable représentant le signal EMG. Pour l'estimation de l'intention de mouvement du porteur, les paramètres de chacun des deux modèles sont identifiés hors ligne par la méthode des moindres carrés linéaires.

La validation expérimentale de l'approche a été effectuée sur un porteur sain en position assise effectuant des mouvements de flexion/extension. Elle montre clairement l'apport du système en termes d'assistance par rapport au cas où les mêmes mouvements sont réalisés sans assistance.

On peut relever cependant qu'aucune preuve théorique ou expérimentale de stabilité et de robustesse de l'approche n'est fournie. Dans un contexte de commande en temps-réel, il aurait été important de discuter des valeurs vers lesquelles convergent les paramètres identifiés, ainsi que du comportement de l'observateur de vitesse. Il faut noter que les valeurs issues de l'identificateur et de l'observateur sont utilisées pour réaliser une contre-réaction négative pour compenser les frottements. Du fait de sa dépendance vis-à-vis de la vitesse, le couple compensateur devient source d'instabilité pour le système en boucle fermée s'il est surestimé.

HAL-5 : L'exosquelette HAL-5, représenté figure II.29.B, a été conçu pour assister les mouvements de la cheville, du genou, de la hanche et du bras. Il dispose d'actionneurs électriques placés au niveau de quatre articulations (genou, hanche, épaule et coude). Dans [25], les auteurs proposent une commande (Figure II.29.B) permettant d'augmenter les capacités motrices d'ouvriers soulevant des charges lourdes et aussi celles de patients en perte de motricité dans un milieu médicalisé. Cette commande est basée en partie sur l'exploitation de signaux EMG et concerne les mouvements des articulations du genou et de la hanche dans le plan sagittal (flexion/extension). On distingue 3 étapes dans la commande de l'exosquelette; la première

consiste à définir une trajectoire de référence, la deuxième, à déterminer la meilleure posture du porteur par la méthode des éléments finis afin d'éviter la détérioration de l'exosquelette, et la troisième, à calculer les commandes nécessaires pour réaliser la tâche. Le système de commande consiste à commuter entre deux stratégies de commande, la première est dite autonome et la seconde volontaire. La commande volontaire fournit un soutien physique basé sur l'intention du porteur estimée à partir de son activité musculaire volontaire ; le couple généré par l'exosquelette, proportionnel à celui du porteur, est asservi par l'intermédiaire d'un contrôleur proportionnel. Dans la commande autonome, un régulateur Proportionnel-Dérivée permet d'asservir l'exosquelette pour suivre une trajectoire de référence. Cette dernière qui est fonction de la posture du porteur et de la configuration de l'exosquelette, est calculée à partir de la méthode des éléments finis, de la force de réaction au sol et des positions articulaires. Pour commuter entre les deux stratégies, les auteurs définissent des valeurs seuils de la position pour estimer la posture du membre supérieur, et la moyenne des vitesses du genou et de la hanche pour estimer la nature du mouvement, et enfin, un temps de latence pour détecter la position statique.

Les résultats expérimentaux montrent l'exécution avec succès d'une tâche de soulèvement d'une charge de 20kg. Bien que l'approche utilisée s'inscrit dans la théorie des systèmes hybrides, aucune preuve théorique ou expérimentale de la stabilité et de la robustesse du système n'a été fournie.

II.3.6.3 Exosquelette de l'université de Berlin

Dans [73], les auteurs proposent un exosquelette du genou commandé à partir de l'estimation de l'intention du porteur (Figure II.30). Ce prototype est destiné à l'assistance de personnes âgées dans leurs activités quotidiennes telles que la marche ou la montée d'escaliers. L'actionneur de l'exosquelette permet d'assurer les mouvements de l'articulation du genou dans le plan sagittal à l'aide d'un moteur électrique. Les auteurs proposent deux lois de commande basées sur l'intention de mouvement du porteur. Cette intention est estimée à partir d'un modèle de muscle simplifié associé à l'articulation du genou. Les paramètres du modèle sont estimés pour chaque porteur en utilisant une méthodologie en plusieurs étapes. Deux stratégies de commande sont proposées : dans la première, le couple généré par l'exosquelette est proportionnel à celui du porteur, tandis que dans la seconde, le couple du porteur est apparié avec la dynamique inverse du porteur pour estimer la position articulaire du genou. Cette position est utilisée comme trajectoire de référence ; le suivi de la trajectoire de référence est assurée via un contrôleur proportionnel. La méthodologie d'estimation des paramètres du modèle muscle a été validée sur un patient sain en position assise. La stratégie de commande a été évaluée sur un patient sain

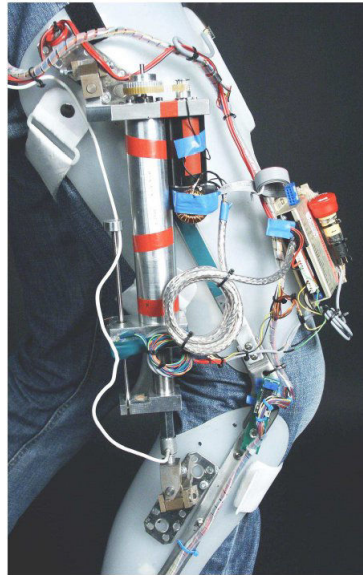


Figure II.30 – Exosquelette de l’université de Berlin [27]

dans différentes situations, telles que la marche et la montée d’escaliers. Ces travaux sont les premiers du genre à exploiter un modèle muscle pour le contrôle d’un exosquelette du membre inférieur. Ils se sont focalisés principalement sur les problèmes de modélisation et d’estimation des paramètres du modèle muscle. On peut cependant noter que concernant la commande de l’exosquelette, aucune preuve de stabilité n’a été établie, et aucun test de robustesse n’a été effectué expérimentalement.

II.3.6.4 Exosquelette de l’université de Taiwan

Dans [28], les auteurs proposent un exosquelette d’assistance du membre inférieur, et plus particulièrement de l’articulation du genou. Le prototype est actionné par un moteur électrique avec une transmission à base d’un ressort de torsion.

Dans la loi de commande basée EMG, le couple développé par le porteur est estimé, par l’intermédiaire d’une admittance, puis converti en une position désirée qui sert de trajectoire de référence pour l’exosquelette. Ce dernier est asservi par le biais d’un contrôleur de type Modes Glissants. L’estimateur du couple développé par le porteur, appelé : «Self-Learning Human Intended Torque Estimator », utilise, selon la situation, la dynamique inverse du porteur ou un modèle musculo-squelettique. Un capteur tout-ou-rien détectant l’appui de la jambe du porteur sur le sol est utilisé pour déterminer le modèle à utiliser. Le modèle dynamique est celui d’une personne assise portant l’exosquelette ; le modèle musculo-squelettique consiste en un polynôme linéaire dont l’entrée est le signal EMG et la sortie le couple généré. Les



Figure II.31 – Exosquelette de l’université de Taiwan [28]

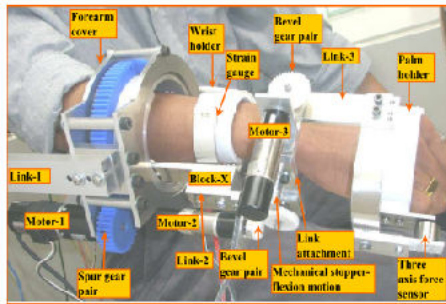
paramètres du modèle dynamique inverse sont identifiés hors-ligne, tandis que les paramètres du modèle musculo-squelettique sont identifiés en ligne en exploitant au préalable un apprentissage supervisé utilisant les données issues du modèle dynamique du porteur et de l’exosquelette. Pour estimer la position désirée, les auteurs utilisent un modèle dynamique de second ordre de l’erreur de poursuite.

La validation expérimentale a été menée sur une personne saine, effectuant une activité physique de type montée d’escaliers. Les auteurs mettent en avant l’apport de l’assistance en termes d’effort développé ainsi que la convergence des paramètres estimés du modèle musculo-squelettique.

Cependant, on peut relever que la co-contraction n’a pas été prise en considération lors de la phase d’identification en ligne. De plus, on note que le modèle dynamique du porteur en position assise est utilisé par les auteurs pour la commande du système lorsque le porteur est en activité de marche, ce qui n’est pas sans conséquence sur la validité des preuves de stabilité. Par ailleurs, la stabilité du système d’identification lors du basculement entre le modèle musculo-squelettique et la dynamique inverse n’est pas prouvée. Le modèle musculo-squelettique proposé est assez simpliste et n’a fait l’objet d’aucune validation expérimentale. Enfin, aucun test de robustesse n’a été effectué.

II.3.7 Autres exosquelettes exosquelettes/orthèses basées-EMG

Gopura et al. proposent un exosquelette pour la rééducation du poignet (Figure II.32.A) [29]. L’intention de mouvement du porteur est estimée à partir des signaux EMG et d’un modèle



(A)



(B)

Figure II.32 – (A) : Exosquelette du poignet de l'université Saga-Japan [29], (B) : Exosquelette de l'université de Tokyo-Japan [30]

neuro-flou dont l'apprentissage est effectué hors ligne.

Un exosquelette du coude pour des personnes souffrant de tremblements (Figure II.32.B) a été proposé par [30]. La transformation de Fourier est utilisée pour éliminer, à partir des signaux EMG, le phénomène du tremblement et déterminer ainsi l'intention réelle du porteur. Un réseau de neurones est utilisé pour estimer le couple développé par le porteur et un régulateur proportionnel est mis en œuvre pour asservir le couple.

Tong et al. proposent un exosquelette pour la rééducation de la main de patients ayant subi un AVC (Accident Vasculaire Cérébral) [31]. Chaque doigt est relié à un actionneur (Figure II.33.A). L'intention du sujet pour ouvrir ou fermer la main est estimée à partir d'une classification des signaux EMG.

Khokhar et al. appliquent une technique de classification des signaux EMG pour commander un exosquelette du poignet à deux degrés de libertés (Figure II.33.B) [32]. La classification par les SVM (Support Vector Machine) est ainsi utilisée pour estimer le couple généré par le porteur. Le couple de commande généré par l'exosquelette est proportionnel à celui généré par le porteur.

Zhen et al. proposent un exosquelette du coude constitué de muscles artificiels pneumatiques [74]. Chaque muscle est commandé individuellement, et à chaque tâche correspond un motif (pattern) d'activation musculaire. Ce dernier est comparé aux activations musculaires calculées à partir de signaux EMG traduisant les activités des muscles fléchisseurs et extenseurs du coude.

Sawicki et al. proposent un exosquelette de la cheville actionné par des muscles pneumatiques artificiels (Figure II.34.A) [33]. Le couple de l'utilisateur est estimé à partir d'une normalisation des signaux EMG par rapport aux pics des signaux EMG enregistrés. Le couple généré par l'exosquelette est linéairement proportionnel à celui développé par le porteur.

Rosen et al. proposent, quant à eux, un exosquelette du membre supérieur destiné à assister

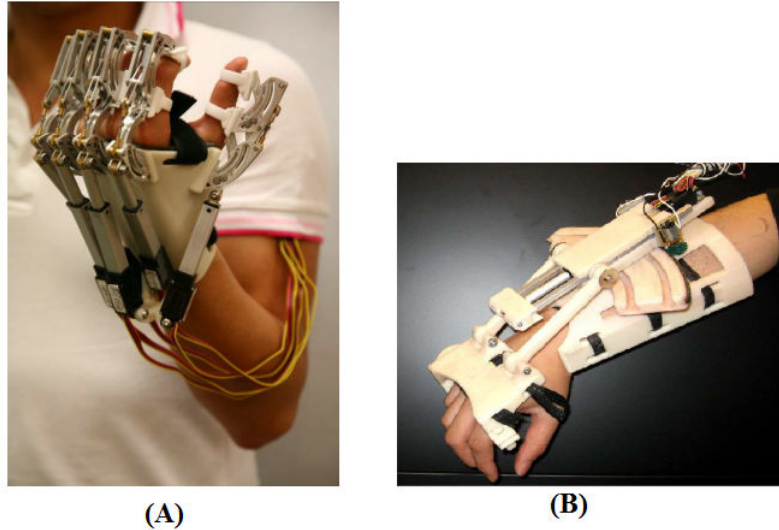
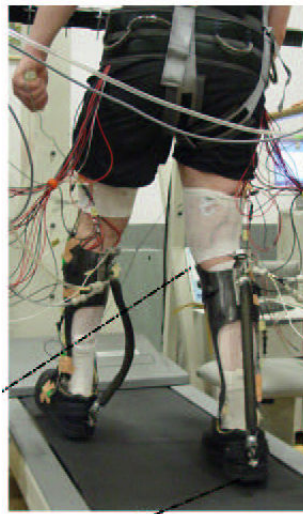


Figure II.33 – (A) : Exosquelette de l’université de Hong Kong, Chine [31], (B) : Exosquelette de l’université Simon Fraser, Canada [32]

les mouvements de flexion / extension de l’articulation du coude (Figure II.34.B) [34]. La force développée par le porteur est évaluée en exploitant les signaux EMG et un modèle musculo-squelettique de la hanche. Le couple d’assistance fourni par l’exosquelette est proportionnel au couple développé par le porteur.

II.4 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons tout d’abord montré la complexité du système locomoteur humain en analysant le système neuro-musculo-squelettique du membre inférieur, et en particulier, les mécanismes à l’origine de la génération de la force musculaire et de la motricité chez l’humain. Une partie de ce travail a été consacrée à l’étude du système musculo-squelettique du membre inférieur et à l’analyse des déficiences et troubles du système neuro-musculo-squelettique. Cette étude a montré la nécessité de disposer de modèles de connaissances suffisamment réalistes pour caractériser, d’une part, le fonctionnement du système musculo-squelettique chez l’être humain, et d’autre part, le comportement des muscles pour la génération de mouvement au niveau articulaire. Dans la deuxième partie du chapitre, nous avons passé en revue les principaux travaux de recherche sur les exosquelettes en tant que dispositifs pour l’assistance à la mobilité ou à la rééducation. L’analyse de ces travaux montre que la plupart des stratégies de commande proposées ne traitent pas de manière systématique la question de la sécurité du porteur et/ou ne sont pas fondées sur des preuves formelles de stabilité. De même, pour l’estimation de l’intention



(A)



(B)

Figure II.34 – (A) : Exosquelette de l'université de Michigan, USA [33], (B) : Exosquelette de l'université de Washington, USA [34]

de mouvement, peu de travaux exploitent des modèles muscle-tendons et musculo-squelettiques ou s'appuient sur des modèles insuffisamment réalistes.

Chapitre III

Modélisation et Identification

III.1 Introduction

Estimer l'intention de mouvement d'un sujet est essentiel pour fournir l'assistance minimale nécessaire au sujet pour accomplir correctement une tâche. Par conséquent, il est nécessaire de comprendre le fonctionnement du système musculo-squelettique chez l'être humain et le comportement des muscles pour la génération de mouvement au niveau articulaire.

Il existe deux approches permettant d'estimer le couple appliqué à une articulation. La première, appelée méthode inverse, utilise le modèle dynamique inverse du système assurant les mouvements de l'articulation concernée. Cette approche est la plus utilisée en robotique pour l'élaboration de lois de commande. La deuxième approche, appelée méthode directe, utilise l'électromyographie (signaux EMG), un modèle musculo-squelettique associé à un modèle du complexe muscle-tendons (ou actionneur muscle-tendons) pour estimer le couple développé par chaque muscle, et ainsi, déduire le couple total appliqué sur l'articulation concernée. Dans cette thèse, nous exploitons les deux méthodes pré-citées.

Dans ce chapitre, nous commençons tout d'abord par exposer le modèle dynamique du système membre inférieur-exosquelette. Par la suite, nous décrivons l'articulation du genou, ses constituants et ses caractéristiques ainsi que les muscles responsables de son mouvement anatomique. A partir de cette description, nous développons le modèle adopté pour la modélisation du complexe muscle-tendons associé pour l'articulation du genou, puis nous présentons le modèle proposé pour la modélisation du système musculo-squelettique du membre inférieur. Enfin, dans la dernière partie du chapitre, nous procédons aux identifications paramétriques des modèles pré-cités.

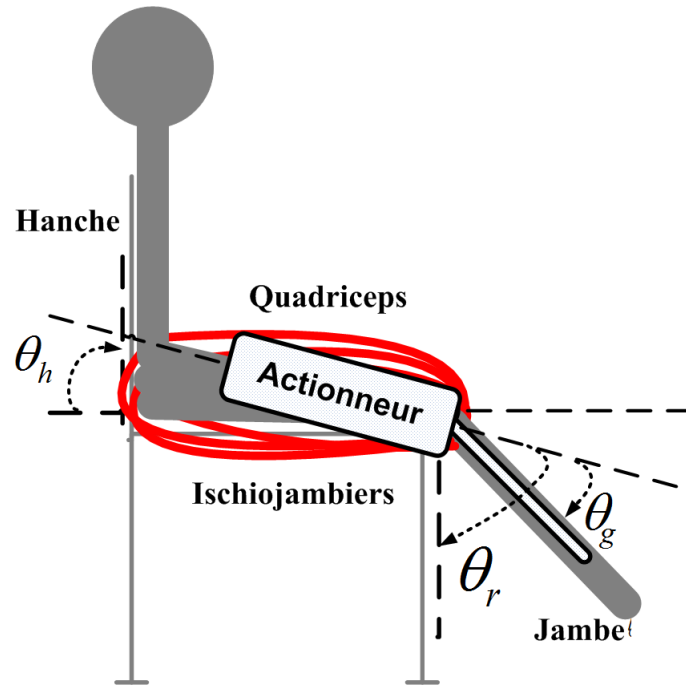


Figure III.1 – Représentation simplifiée d'un humain portant l'exosquelette et effectuant des mouvements de flexion/extension du genou

III.2 Modélisation dynamique du système Exosquelette-Membre inférieur

Dans cette thèse, nous considérons le porteur de l'exosquelette en position assise, effectuant des mouvements de flexion et d'extension du genou sans contact du pied avec le sol. Dans ce qui suit, nous développons deux modèles régissant le mouvement de l'ensemble Exosquelette/Membre inférieur du porteur. Dans le premier modèle, l'exosquelette est supposé rigidement attaché à la jambe et la cuisse du porteur pour ne former qu'un seul système effectuant des mouvements autour de l'articulation du genou. Dans le second modèle, l'exosquelette est supposé attaché de manière non totalement rigide au membre inférieur, formant ainsi deux sous-systèmes inter-connectés. Dans les deux cas, le système est commandé par le couple développé par le porteur, auquel s'ajoute celui développé par l'exosquelette.

III.2.1 Liaison Exosquelette-Membre inférieur totalement rigide

L'ensemble Exosquelette/Porteur, illustré Figure III.1, forme ici un seul système. L'équation de mouvement du système équivalent exosquelette-membre inférieur s'écrit :

$$J\ddot{\theta} + B\dot{\theta} + \frac{\partial E_p}{\partial \theta} = \tau_e + \tau_h \quad (\text{III.1})$$

avec :

$$\theta = \theta_{gn} - \theta_r \quad (\text{III.2})$$

$$J = J_e + J_h \quad (\text{III.3})$$

$$B = B_e + B_h \quad (\text{III.4})$$

$$\tau_h = \sum_{j=1}^N F_j^{mt}(EMG_j, \theta_{gn}, \theta_{hc}) r_j^{mt} \quad (\text{III.5})$$

$$E_p = E_{ph} + E_{pe} \quad (\text{III.6})$$

$$E_{ph} = K_h \frac{1}{2}(\theta)^2 - \tau_{gh} \cos(\theta) \quad (\text{III.7})$$

$$E_{pe} = K_e \frac{1}{2}(\theta)^2 - \tau_{ge} \cos(\theta) \quad (\text{III.8})$$

$$E_p = K \frac{1}{2}(\theta)^2 - \tau_g \cos(\theta) \quad (\text{III.9})$$

$$\tau_g = \tau_{gh} + \tau_{ge} \quad (\text{III.10})$$

$$K = K_h + K_e \quad (\text{III.11})$$

où :

- $\theta, \dot{\theta}$ et $\ddot{\theta}$: respectivement, la position, la vitesse et l'accélération articulaires du système ;
- θ_{gn}, θ_{hc} : respectivement la position angulaire du genou et celle de la hanche ;
- θ_r : la position angulaire du système au repos ;
- J_h, J_e et J : respectivement, les inerties du membre inférieur, de l'exosquelette et du système ;
- B_h, B_e et B : respectivement, les coefficients d'amortissements visqueux du membre

-
- inférieur, de l'exosquelette et du système ;
 - K_h , K_e et K : respectivement, les coefficients de raideurs des articulations du genou, de l'exosquelette et du système ;
 - τ_{gh} , τ_{ge} et τ_g : respectivement, les couples gravitationnels du membre inférieur, de l'exosquelette et du système ;
 - E_{ph} , E_{pe} et E_p : respectivement, les énergies potentielles du membre inférieur, de l'exosquelette et du système ;
 - τ_e : le couple généré par l'exosquelette ;
 - τ_h : le couple développé par le porteur ;
 - EMG_j : le signal électromyographique correspondant à l'activité du $j^{ième}$ muscle agissant sur l'articulation du genou ;
 - F_j^{mt} : la force développée par le $j^{ième}$ muscle-tendons agissant sur l'articulation du genou ;
 - r_j^{mt} : le bras de levier du $j^{ième}$ muscle-tendons agissant sur l'articulation du genou ;
 - N : le nombre de muscles agissants sur l'articulation du genou.

III.2.2 Liaison Exosquelette-Membre inférieur à rigidité limitée

Dans le modèle précédent (Equation III.1), nous avons supposé un couplage rigide entre l'exosquelette et le membre inférieur du porteur ; c'est à dire que l'exosquelette et le membre inférieur du porteur ne forment qu'un seul ensemble totalement rigide. En pratique, même s'il reste limité, il existe toujours un écart entre l'exosquelette et la jambe du porteur, figure III.2. Cet écart trouve son origine dans :

- la raideur limitée de la peau et des muscles ; le tissu conjonctif humain est par nature visco-élastique ;
- la compliance intrinsèque du système de fixation de l'exosquelette au membre inférieur ; les attaches de fixation sont en général élastiques.

L'équation du mouvement que nous formulons ici est dérivée de l'équation III.1. Il s'agit ici d'introduire la dynamique l'interaction qui existe entre l'exosquelette et le porteur.

L'équation du mouvement de l'exosquelette s'écrit alors :

$$-\tau_{int} = \tau_e - (J_e \ddot{\theta}_e + B_e \dot{\theta}_e + K_e(\theta_e - \theta_{re}) + \tau_{ge} \sin(\theta_e - \theta_{re})) \quad (\text{III.12})$$

avec :

- θ_e , $\dot{\theta}_e$ et $\ddot{\theta}_e$: respectivement, la position, la vitesse et l'accélération articulaires de l'exosquelette ;

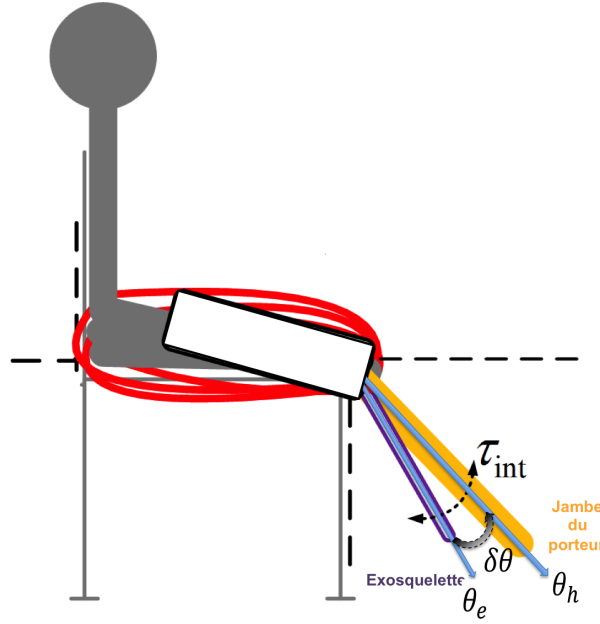


Figure III.2 – Représentation simplifiée de l'interaction entre la jambe du porteur et l'exosquelette

— θ_{re} : la position articulaire de l'exosquelette au repos.

Le mouvement de la jambe du porteur est, quant à lui, régi par l'équation suivante :

$$\tau_{int} = \tau_h - (J_h \ddot{\theta}_h + B_h \dot{\theta}_h + K_h(\theta_h - \theta_{rh}) + \tau_{gh} \sin(\theta_h - \theta_{rh})) \quad (\text{III.13})$$

avec :

— θ_h , $\dot{\theta}_h$ et $\ddot{\theta}_h$: respectivement, la position, la vitesse et l'accélération articulaires du membre inférieur de l'humain.

— θ_{re} : la position angulaire de l'articulation du membre inférieur au repos.

Modélisation de la dynamique d'interaction Exosquelette-Porteur [75] : Lorsque le porteur exerce un couple sur l'exosquelette (où vice-versa), sa jambe se déplace d'un angle $\delta\theta$ par rapport à celle de l'exosquelette. Ainsi, la position angulaire du genou du porteur θ_h peut être exprimée en fonction de celle de l'exosquelette comme suit :

$$\theta_h = \theta_e + \delta\theta \quad (\text{III.14})$$

L'équation du mouvement III.13 s'écrit alors :

$$\begin{aligned}\tau_{int} = & \tau_h - (J_h(\ddot{\theta}_e + \delta\ddot{\theta}) + B_h(\dot{\theta}_h + \delta\dot{\theta}) + \\ & K_h(\theta_e + \delta\theta - \theta_{rh}) + \tau_{gh}\sin(\theta_e + \delta\theta - \theta_{rh}))\end{aligned}\quad (\text{III.15})$$

En pratique, $\delta\theta$ peut être raisonnablement considéré comme un angle petit, étant donné que l'exosquelette reste solidement attaché au membre inférieur du porteur. En effectuant un développement en série de Taylor au premier ordre de la fonction $\sin(\theta_e + \delta\theta - \theta_r)$ dans l'équation du mouvement [III.15](#), on obtient :

$$\begin{aligned}\sin(\theta_e + \delta\theta - \theta_r) &= \sin(\theta_e - \theta_r) \cos(\delta\theta) + \cos(\theta_e - \theta_r) \sin(\delta\theta) \\ &= \sin(\theta_e - \theta_r) + \cos(\theta_e - \theta_r) \delta\theta\end{aligned}\quad (\text{III.16})$$

L'équation du mouvement [III.15](#) peut être alors exprimée de la manière suivante :

$$\begin{aligned}\tau_{int} = & \tau_h - J_h\ddot{\theta}_e - B_h\dot{\theta}_h - K_h(\theta_e - \theta_{rh}) - \tau_{gh}\sin(\theta_e - \theta_{rh}) \\ & - J_h\delta\ddot{\theta} - B_h\delta\dot{\theta} - K_h\delta\theta - \tau_{gh}\cos(\theta_e - \theta_{rh})\delta\theta\end{aligned}\quad (\text{III.17})$$

En utilisant les équations [III.15](#) et [III.12](#), l'équation caractérisant la dynamique d'interaction s'écrit :

$$\begin{aligned}J_h\delta\ddot{\theta} + B_h\delta\dot{\theta} + K_h\delta\theta + \tau_{gh}\cos(\theta_e - \theta_{rh})\delta\theta = \\ \tau_e + \tau_h - (J_e + J_h)\ddot{\theta}_e - (B_e + B_h)\dot{\theta}_e \\ - (K_e + K_h)(\theta_e - \theta_{rh}) - (\tau_{ge} + \tau_{gh})\sin(\theta_e - \theta_{rh})\end{aligned}\quad (\text{III.18})$$

III.3 Modélisation du complexe muscle-tendons

III.3.1 État de l'art

Dans la littérature, il existe plusieurs modèles du muscle squelettique que l'on peut regrouper en trois familles principales :

- Les modèles physiologiques ;

-
- Les modèles boîtes noires ;
 - Les modèles phénoménologiques.

Modèles physiologiques : Ces modèles décrivent le comportement du muscle au niveau macroscopique et permettent d'estimer la force développée par les ponts d'actine-myosine au niveau du sarcomère [76–79]. Cependant, ils sont régis par plusieurs équations différentielles, nécessitant l'identification de leurs paramètres et conduisant à des temps de calcul en ligne qui peuvent être prohibitifs. Ces modèles sont par conséquent inadéquats pour le contexte applicatif de cette thèse.

Modèles boîtes noires : Ces modèles ne requièrent pas une connaissance particulière du fonctionnement biologique des muscles. Les plus utilisés sont le modèle bilinéaire [80], le modèle de Hammerstein [81], le modèle de Wiener-Hammerstein [82], les modèles inspirés de l'intelligence artificielle comme les modèles neuronaux [83] ou les modèles neuro-flous [84]. Ces derniers sont les plus utilisés dans le domaine des exosquelettes. Les modèles boîtes noires sont relativement simples à mettre en œuvre et le plus souvent ne mettent en jeu qu'un nombre restreint de paramètres. Cependant, ces paramètres sont sensibles, d'une part, aux données utilisées lors de la phase d'identification, et d'autre part, à la méthode d'identification utilisée.

Modèles phénoménologiques : Ces modèles, introduits par Hill [44], présentent l'intérêt d'être biologiquement inspirés et de pouvoir être établis et analysés à partir des méthodes de la mécanique classique. Leurs fondements physiologiques sont établis à partir d'expérimentations sur les muscles. Ces modèles, sont d'un point de vue mécanique, constitués de masses, ressorts, amortisseurs et d'éléments contractiles représentant le sarcomère.

Les modèles de Hill permettent de modéliser les phénomènes régissant les comportements du muscle. Dans [44], Hill décrit les expérimentations effectuées sur un muscle de la grenouille. Lors de ces expérimentations, il observe lors de la contraction du muscle un phénomène de variation de la vitesse et de la longueur du muscle parallèlement à la production de chaleur. Il conclut alors à l'existence de relations entre la force développée par un muscle, sa longueur et sa vitesse de contraction. Ces relations constituent les deux éléments de base de ce modèle. Depuis la première version proposée par Hill [44], plusieurs variantes de ce modèle ont été proposées ; la plus connue est celle proposée par Zajac [85].

Les modèles musculaires de type Hill sont constitués de plusieurs composants :

-
1. L'élément actif contractile, qui représente la force active générée par les fibres musculaires ;
 2. L'élément élastique qui représente l'élasticité passive du sarcomère ;
 3. Un amortisseur pour représenter la viscosité du milieu dans lequel la contraction musculaire a lieu ;
 4. Un élément élastique modélisant la dynamique d'élongation du tendon qui transmet la force aux os pour engendrer le mouvement.

Comme base de travail, nous optons dans cette thèse pour le développement d'un modèle phénoménologique. En dehors de la simplicité d'analyse et de mise en œuvre, il s'agit ici d'exploiter la nature bio-inspirée de ce type de modèles et d'obtenir un meilleur réalisme physique du modèle décrivant les mouvements anatomiques de l'humain. Ces propriétés essentielles visent à permettre une interaction plus naturelle et plus fine entre l'exosquelette et son porteur. Enfin, les outils méthodologiques de la mécanique classique peuvent facilement être exploités pour la synthèse et l'analyse des modèles phénoménologiques.

III.3.2 Modélisation du complexe muscle-tendons

Dans cette thèse, nous modélisons chaque complexe muscle-tendons associé à l'articulation du genou à l'aide d'un modèle de type Hill. Ce modèle muscle-tendons et son couplage avec le modèle musculo-squelettique sont illustrés figures III.4 et III.3. Ce modèle est constitué de deux éléments :

- un élément contractile, commandé par le système nerveux et produisant la force active du muscle F_a ;
- un élément élastique parallèle, représenté par un amortisseur et produisant la force passive, F_p .
- un élément série, représenté par un ressort et qui produit la force passive, F^t .

Ainsi, la force totale générée par un muscle-tendons F^{mt} est donnée comme suit :

$$F^{mt}(t) = F^t(t) \quad (\text{III.19})$$

$$= (F_a(t) + F_p(t))\cos(\phi) \quad (\text{III.20})$$

où ϕ représente l'angle de pennation.

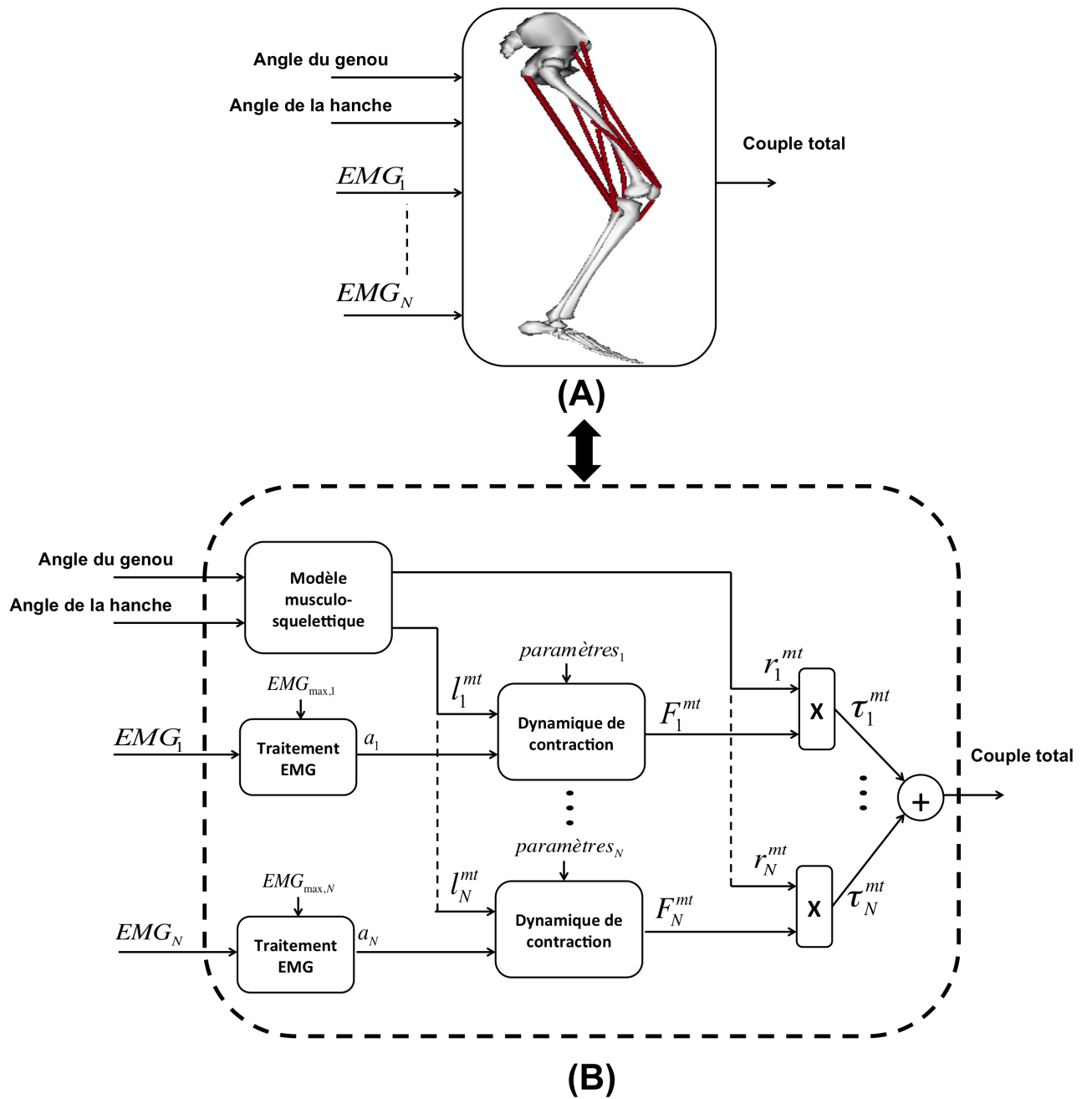


Figure III.3 – Estimation du couple développé par l'humain au niveau de l'articulation du genou

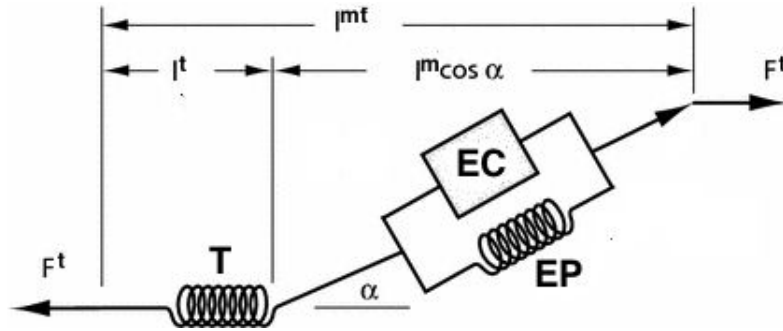


Figure III.4 – Modèle de muscle de type hill. EC : Élément Contractile, EP : Élément Passif (élément élastique) et T : Tendon.

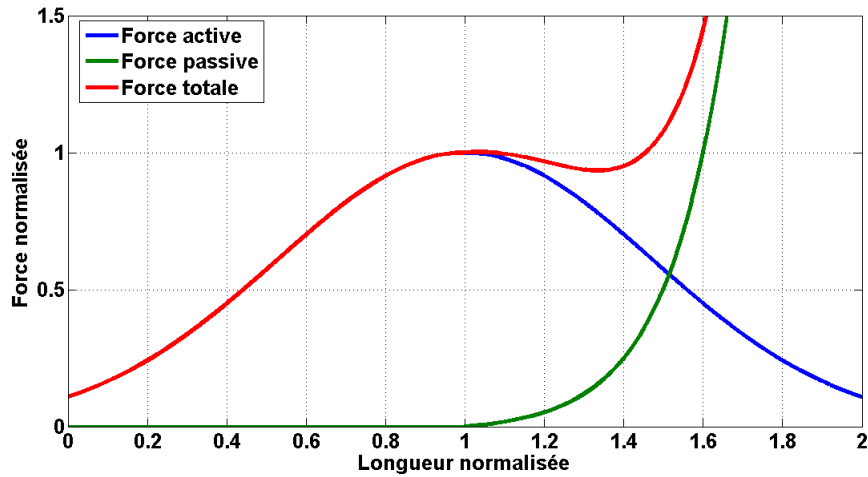


Figure III.5 – Relation force-longueur de l'élément contractile

III.3.2.1 Force active de l'élément contractile

La force active se développe lorsque le muscle est excité par le système nerveux. Sa valeur maximale varie non-linéairement par rapport à la longueur du muscle. La relation force-longueur $f_l()$, illustrée figure III.5, montre que la force active atteint sa valeur maximale à la longueur optimale l_o^m du muscle. En conditions dynamiques, la force active varie aussi non-linéairement en fonction de la vitesse de contraction du muscle, comme le montre la relation force-vitesse $f_v()$ illustrée figure III.4.

La force générée par l'élément contractile est ainsi le produit de trois éléments :

$$F_a(t) = a(t)f_l(t)f_v(t) \quad (\text{III.21})$$

Relation force-longueur : La relation force-longueur est a été longuement étudiée dans la littérature. Elle prend sa genèse et son interprétation biologique, comme expliqué dans le chapitre II, d’une part, dans le mécanisme microscopique de la contraction musculaire, et d’autre part, dans les interactions des protéines myosine-actine dans le sarcomère.

Il existe plusieurs manières de modéliser la relation force-longueur, Dans [86], les auteurs utilisent une fonction exponentielle pour représenter cette relation :

$$f_l(\bar{l}^m) = e^{-(\bar{l}^m-1)^2/\gamma} \quad (\text{III.22})$$

$$\bar{l}^m = \frac{l^m}{l_o^m} \quad (\text{III.23})$$

avec :

- γ : le facteur de forme de la courbe ;
- \bar{l}^m : la longueur normalisée du muscle ;
- l_o^m : la longueur optimale du muscle.

En se basant sur les travaux publiés dans [43], une valeur de 0,45 pour γ est celle qui décrit le mieux la relation force-longueur des sarcomères lorsqu’ils sont considérés individuellement.

Des travaux récents, publiés dans [87], ont montré que la longueur optimale l_o varie avec l’activation musculaire a , telle que :

$$l_o^m(t) = l_{o,0}^m(\mu(1 - a(t)) + 1) \quad (\text{III.24})$$

où :

- $l_{o,0}^m$: correspond à la longueur optimale du muscle, c’est-à-dire lorsque l’activation musculaire est maximale. Sa valeur normalisée est égale à 1 ;
- μ : correspond au pourcentage de variation de la longueur optimale du muscle.

Relation force-vitesse : La relation force-vitesse a été modélisée de plusieurs façons différentes en utilisant diverses techniques d’ajustement de courbes. La découverte de la nature de la relation force-vitesse est attribuée à Hill [44] suite à ses célèbres expériences sur les muscles de la grenouille. La relation de base se traduit par le fait que la vitesse de contraction du muscle augmente au fur et à mesure que la force générée par le muscle diminue, et que le muscle ne peut générer sa force maximale qu’à vitesse nulle, comme le montre la figure III.6. Bien que

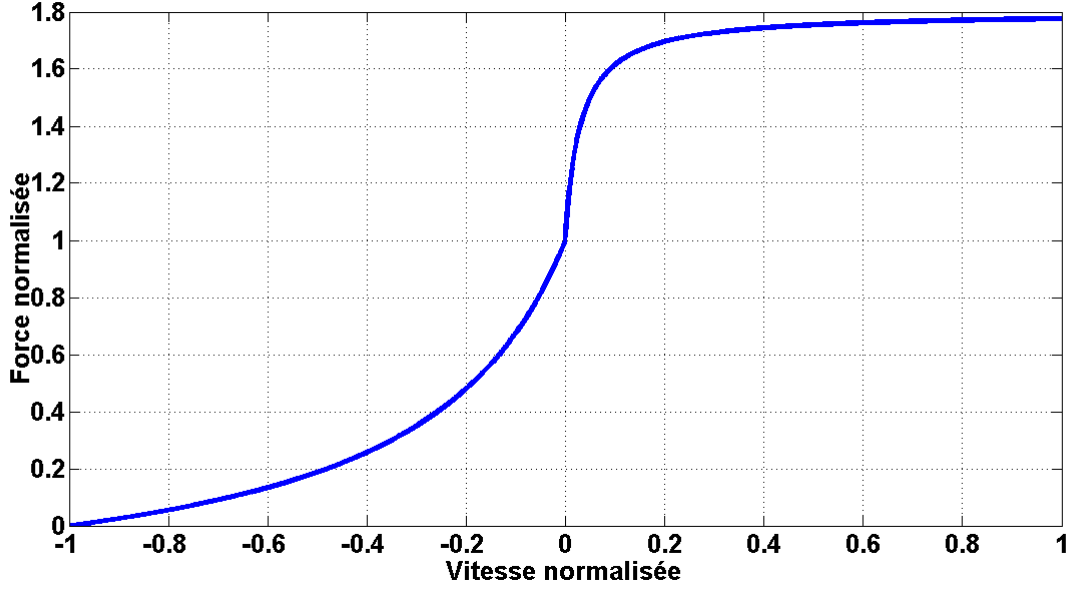


Figure III.6 – Relation force-vitesse de l'élément contractile

cette relation ait été formulée empiriquement à l'origine, à partir de la mesure de la quantité de chaleur produite par les muscles, elle a été confirmée par la suite par la théorie des filaments glissants exposée dans [76].

Dans cette thèse, nous adoptons la relation proposée dans [88], où :

$$f_v(\bar{v}^m(t)) = \frac{\bar{v}^m(t) + 1}{-\bar{v}^m(t)^{\frac{1}{k_v}} + 1} \quad \bar{v}^m(t) \leq 0 \quad (\text{III.25})$$

Si la relation force-vitesse établie par Hill [44] reste largement admise pour modéliser le raccourcissement musculaire, il n'en est pas de même pour la caractérisation de l'allongement musculaire, qui fait l'objet de plusieurs controverses.

La relation de Hill prédit qu'avec l'allongement du muscle, la force musculaire peut croître indéfiniment mais de manière très lente. Dans la littérature, les chercheurs considèrent ce modèle comme incorrect. En même temps, il n'y a pas une équation unique décrivant la relation force-vitesse qui soit acceptée par tous les chercheurs [89]. Par ailleurs, il est généralement admis que lors d'une contraction excentrique, la force de l'élément contractile augmente toujours au fur et à mesure que la contraction augmente mais d'une manière plus rapide que celle prédite par Hill. Cette force peut atteindre une valeur \bar{F}_{len} égale à environ 1.8 fois la force en isomé-

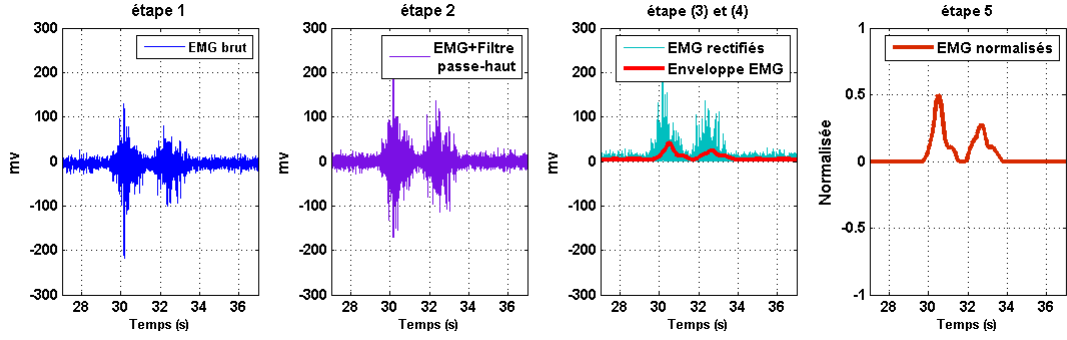


Figure III.7 – Étapes de traitement des signaux EMGs : de l’activation jusqu’à la normalisation

trique (à vitesse nulle) [89]. Nous rappelons que le mode de contraction isométrique consiste à contracter le muscle sans générer de mouvement (vitesse nulle). Ce mode est aussi associé au développement d’une force maximale, appelée force maximale isométrique.

Thelen et al. [86] ont montré que \bar{F}_{len} , l’un des paramètres affectés par le vieillissement musculaire, varie avec l’âge. Les auteurs ont établi que ce paramètre est égal à 1.4 pour une personne jeune, et à 1.8 pour une personne âgée. Lors d’une contraction excentrique associée à un étirement du muscle, la relation force-vitesse s’écrit [88] :

$$f_v(\bar{v}^m(t)) = \frac{\bar{F}_{len}\bar{v}^m(t) + 0.13\frac{k_v}{k_v+1}}{\bar{v}^m(t) + 0.13\frac{k_v}{k_v+1}} \quad \bar{v}^m > 0 \quad (\text{III.26})$$

La vitesse maximale de contraction est principalement liée aux types de fibres musculaires et dépend de la longueur optimale du muscle. Dans ce cadre, Zajac propose la relation suivante [85] :

$$v_{max}^m = \frac{l_o^m}{\tau_c} \quad (\text{III.27})$$

où τ_c représente la constante d’ajustement temporel [85].

Zajac a établi qu’une valeur optimale de τ_c égale à 10 constitue un bon compromis entre fibres lentes et fibres rapides.

III.3.2.2 Dynamique d’activation et de désactivation musculaire

La dynamique d’activation et de désactivation d’un muscle concerne la modélisation du processus par lequel le potentiel d’action mécanique est transformé en une action mécanique. Il est largement admis que la dynamique d’activation et de désactivation se matérialise à travers les potentiels d’actions mécaniques musculaires capturés par l’intermédiaire d’une électrode de

surface pour former le signal électromyographique ou EMG. Ce signal est traité de telle sorte à avoir une enveloppe normalisée entre 0 et 1 ; la valeur de 1 correspondant à l'amplitude maximale du signal.

Pour obtenir cette enveloppe, le signal EMG est traité selon les étapes suivantes (Figure III.7) :

1. Étape 1 : Le signal EMG est capturé à l'aide d'une électrode de surface ;
2. Étape 2 : Un filtre passe-haut ayant une fréquence de coupure de l'ordre de 30Hz est appliqué pour supprimer les artefacts provoqués par les mouvements de l'utilisateur (vibrations des supports des capteurs dues aux mouvements de l'utilisateur) ;
3. Étape 3 : Le signal EMG étant bipolaire, la partie négative est rectifiée pour former un signal positif ;
4. Étape 4 : Le signal résultant de l'étape précédente est filtré pour ne garder que les basses fréquences (de 1.5Hz à 6Hz). C'est ce filtrage qui permet d'extraire l'enveloppe du signal rectifié ;
5. Étape 5 : Le signal obtenu à l'issue de l'étape précédente est normalisé par rapport à la valeur observée lors d'une contraction volontaire maximale. Un offset apparaît inévitablement, et par conséquent, il est nécessaire de l'éliminer.

L'enveloppe du signal EMG obtenue après les traitements énumérés précédemment ne suffit pas à elle même pour décrire la dynamique d'activation et de désactivation. En effet, cette dynamique décrit le retard inévitable qui se produit lorsque le muscle est activé ou désactivé. Si le muscle se contracte avec un retard relativement faible après son activation (de l'ordre de 5ms), sa relaxation, quant à elle, ne se produit qu'après un retard de l'ordre de 50ms [86].

Dans la littérature, plusieurs modèles ont été proposés pour décrire la dynamique d'activation d'un muscle [90]. Il existe des approches qui distinguent la dynamique d'activation neuronale de la dynamique d'activation musculaire comme dans [87]. La première dynamique d'activation neuronale est modélisée par un système linéaire du second ordre, et la dynamique d'activation musculaire, par une relation statique non-linéaire. D'autres approches utilisent un système dynamique linéaire du premier ordre pour modéliser l'activation, et un autre, pour modéliser la désactivation [86].

Dans cette thèse, nous utilisons le modèle bi-linéaire proposé par Zajac du fait qu'il permet

de modéliser à la fois la dynamique d'activation et de désactivation [85]. Ce modèle est formalisé comme suit :

$$\dot{a}(t) + \frac{1}{\bar{\tau}_{act}} \left[\frac{\bar{\tau}_{act}}{\bar{\tau}_{deact}} + \left(1 - \frac{\bar{\tau}_{act}}{\bar{\tau}_{deact}}\right) c(t) \right] a(t) = \frac{1}{\bar{\tau}_{act}} c(t) \quad (\text{III.28})$$

$$\bar{\tau}_{act} = \frac{\tau_{act}}{\tau_c} \quad (\text{III.29})$$

$$\bar{\tau}_{deact} = \frac{\tau_{deact}}{\tau_c} \quad (\text{III.30})$$

avec :

- $a(t)$: le signal d'activation musculaire
- τ_{act} : la constante de temps d'activation ;
- $\bar{\tau}_{act}$: la constante de temps d'activation normalisée ;
- $\bar{\tau}_{deact}$: la constante de temps de désactivation ;
- τ_{deact} : la constante de temps de désactivation normalisée ;
- $c(t)$: le signal EMG après traitement (cf §III.3.2.2) ;
- τ_c : la constante d'ajustement temporelle.

III.3.3 Structures passives

III.3.3.1 Force passive du muscle

L'élément élastique parallèle représente les différents tissus conjonctifs et gaines qui s'étendent parallèlement aux fibres musculaires. A cet élément est associé une force de rappel observée lorsque la longueur du muscle dépasse sa valeur optimale. Parallèlement à cet élément élastique, on utilise un amortisseur pour représenter la viscosité du milieu dans lequel la contraction musculaire a lieu ; ce milieu est composé d'environ 75% d'eau. Il a été démontré expérimentalement que la force passive du muscle possède une forme exponentielle. Dans [86], les auteurs approximent cette force comme suit :

$$\bar{F}_p(t) = \frac{\exp(k_p(\bar{l}^m(t) - 1)/\varepsilon_0^m) - 1}{\exp(k_p) - 1} \quad (\text{III.31})$$

où :

- K_p désigne un facteur de forme ;
- ε_0^m représente la différence entre la longueur normalisée du muscle lorsque la force passive atteint sa force isométrique maximale, et la longueur optimale de ce muscle.

III.3.3.2 L'élément amortisseur

La contraction musculaire se produisant dans un milieu visqueux, l'influence de ce dernier est modélisée par un élément amortisseur linéaire, comme suit :

$$\bar{F}_d^m(t) = \bar{b}^m \bar{v}^m(t) \quad (\text{III.32})$$

où \bar{F}_d^m représente la force normalisée générée par l'élément amortisseur et \bar{b}^m le coefficient d'amortissement normalisé.

III.3.3.3 Le tendon

La force générée par un muscle est transmise aux articulations via les tendons. Par conséquent, la dynamique des tendons a une incidence sur l'effet de la force générée.

Les tendons sont des éléments passifs qui agissent comme des ressorts. En-dessous d'une valeur l_s^t , dite de repos, un tendon ne produit aucune force. Cependant, lorsque cette valeur est dépassée, le tendon génère une force proportionnelle à son allongement. A partir de données extraites de la littérature, Zajac a observé que la force du tendon atteint sa valeur maximale F_{max} , lorsque l'allongement relatif du tendon atteint 3.3% [85]. Il a également montré que la rupture du tendon se produit lorsque son allongement relatif atteint 10% ; sa force au moment de la rupture est égale à $3.5F_{max}$ [85]. L'allongement relatif du tendon est défini comme suit :

$$\varepsilon(t) = \frac{l^t(t) - l_s^t}{l_s^t} \quad (\text{III.33})$$

Lorsqu'un tendon est soumis à un étirement progressif, on distingue 4 phases successives : (1) le tendon a d'abord un aspect ondulé, (2) il devient linéaire, (4) il subit des ruptures partielles, (4) sa rupture complète se produit. Durant la première phase, la relation force-longueur est non-linéaire. Elle devient ensuite linéaire durant la deuxième phase avec un module d'élasticité égal à $12GPa$.

La dynamique du tendon est donnée comme suit [88] :

$$F^t(t) = F_{max} * \begin{cases} 0 & l^t(t) \leq l_s^t \\ 1480 \left(\frac{l^t(t) - l_s^t}{l_s^t} \right)^2 & l_s^t < l^t(t) < 1.0127l_s^t \\ 37.5 \left(\frac{l^t(t) - l_s^t}{l_s^t} \right) - 0.2375 & l^t(t) \geq 1.0127l_s^t \end{cases} \quad (\text{III.34})$$

où l_s^t représente la longueur du tendon au repos.

III.3.4 Modélisation de la dynamique de contraction musculaire

La dynamique de contraction musculaire dépend du niveau d'activation musculaire, des relations force-longueur et force-vitesse du muscle et de l'élasticité du tendon.

Les forces qui dépendent de la vitesse des fibres musculaires sont les forces générées par l'élément contractile et l'amortisseur. Ainsi :

$$f(v^m) = a(t)f_l(\bar{l}^m(t))f_v(\bar{v}^m(t)) + \bar{b}^m\bar{v}^m(t) \quad (\text{III.35})$$

Comme :

$$\bar{F}^m(t) = \bar{F}_a(t) + \bar{F}_p(t) + \bar{F}_d(t) = a(t)f_l(t)f_v(t) + \bar{F}_p(t) + \bar{F}_d(t) \quad (\text{III.36})$$

Donc :

$$f(v^m(t)) = \bar{F}^t(t) - \bar{F}_p(t) \quad (\text{III.37})$$

Par conséquent, la vitesse de contraction des fibres musculaires s'écrit :

$$\bar{v}^m(t) = \frac{A + \sqrt{A^2 - 4\bar{b}^m C}}{2\bar{b}^m} \quad (\text{III.38})$$

où :

$$A = \begin{cases} f(\bar{v}^m(t)) + a(t)f_l(\bar{l}^m(t))k_v + \bar{b}^m k_v & \text{si } f(\bar{v}^m(t)) \leq a(t)f_l(\bar{l}^m(t)) \\ \frac{(1 + k_v) [-f(\bar{v}^m(t)) + 0.18a(t)f_l(\bar{l}^m(t))] + 0.13\bar{b}^m k_v}{(k_v + 1)} & \text{sinon} \end{cases} \quad (\text{III.39a})$$

$$C = \begin{cases} -f(\bar{v}^m(t)) + k_v a(t)f_l(\bar{l}^m(t)) & \text{si } f(\bar{v}^m(t)) \leq a(t)f_l(\bar{l}^m(t)) \\ 0.8k_v(k_v + 1)[-f(\bar{v}^m(t)) + a(t)f_l(\bar{l}^m(t))] & \text{sinon} \end{cases} \quad (\text{III.39b})$$

La longueur des fibres musculaires $l^m(t)$ est calculée en intégrant la vitesse $\bar{v}^m(t)$. La force du tendon est ensuite déterminée à partir des longueurs calculées.

Remarque : Dans le cadre de cette thèse, nous utilisons un modèle à tendon rigide, i.e, $l^t(t) = l_s^t$. Dans ce cas, la vitesse de contraction du muscle est donnée directement par la dérivée temporelle de la longueur du muscle-tendons.

III.4 Modélisation musculo-squelettique du membre inférieur

Comme expliqué dans le paragraphe précédent, pour chaque muscle, il est nécessaire de disposer, d'une part, de la longueur de ce muscle pour estimer la force qu'il développe, et d'autre part, de son bras de levier pour estimer le couple qu'il produit. Pour développer le modèle musculo-squelettique du membre inférieur, nous analysons tout d'abord l'articulation du genou d'un point de vue fonctionnel. Nous passons ensuite en revue les modèles musculo-

squelettiques de la littérature, en particulier, ceux qui sont susceptibles d'être utilisés avec le modèle muscle-tendons développé dans le paragraphe précédent (cf. §III.3.2). Enfin, dans la dernière partie de ce paragraphe, nous exposons le modèle musculo-squelettique proposé dans le cadre de cette thèse.

III.4.1 Description fonctionnelle de l'articulation du genou

III.4.1.1 Anatomie de l'articulation du genou

L'articulation du genou est une articulation supportant le poids du corps. Elle est située entre l'extrémité inférieure du fémur (condyles fémoraux), et l'extrémité supérieure du tibia (plateaux tibiaux). Les deux mouvements du genou sont : (i) la flexion et l'extension où le genou se plie et s'étend respectivement ; (ii) la rotation du tibia par rapport au fémur ; il peut y avoir une rotation interne ou externe (Figure III.8).

La patella forme avec le fémur l'articulation fémoro-patellaire qui permet l'extension du genou. Cette articulation est située dans la terminaison tendineuse du quadriceps au dessus d'elle, et se prolonge vers le tibia par le tendon rotulien. L'enveloppe fibreuse qui recouvre la patella est dans la continuité du tendon. L'articulation est maintenue latéralement par deux sortes de ligaments : l'aileron interne et l'aileron externe. La patella a un rôle de protection du tendon du quadriceps, mais elle augmente aussi le bras de levier de celui-ci (Figure III.8.A).

Les mouvements de flexion/extension du genou s'effectuent par l'intermédiaire d'un processus de rotation et de glissement des condyles fémoraux sur les plateaux tibiaux (Figure III.8.B).

III.4.1.2 Stabilisation de l'articulation du genou

Les mouvements du genou s'effectuent par l'intermédiaire de l'articulation fémoro-tibiale qui met en contact le fémur et le tibia ; les surfaces articulaires étant toutes recouvertes de cartilage. Les ligaments du genou sont des éléments indispensables pour assurer le contact entre le fémur et le tibia. Le ligament latéral externe empêche le genou de se déboîter vers l'extérieur alors que le ligament latéral interne empêche le genou de se déboîter vers l'intérieur. Les ligaments croisés sont tout aussi importants pour la stabilisation du genou. En effet, le ligament croisé antérieur (en avant) empêche le genou de se déboîter vers l'avant alors que le ligament croisé postérieur empêche le genou de se déboîter vers l'arrière. Le ligament croisé

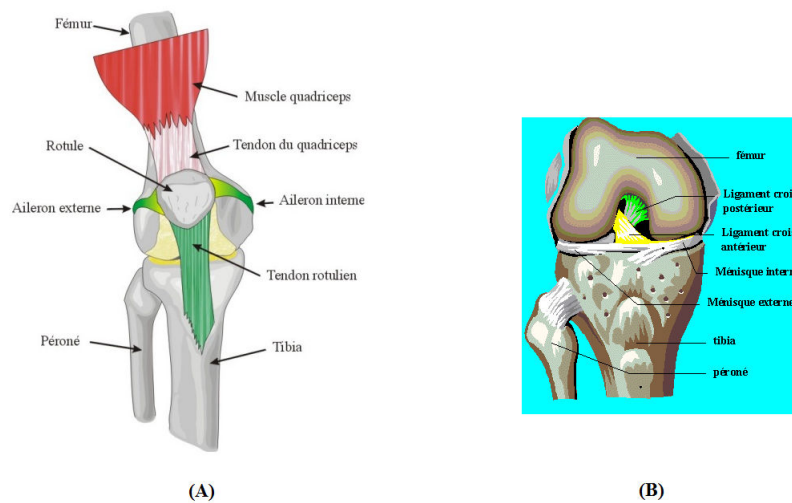


Figure III.8 – (A) : Articulation du genou, (B) : Patella(rotule)

antérieur a aussi pour rôle d'empêcher une rotation interne excessive du tibia, par rapport au fémur. Pour compléter ces moyens d'union entre le fémur et le tibia au niveau du genou, il y a deux ménisques : le ménisque externe et le ménisque interne. Ces deux ménisques sont deux formations semi-circulaires en forme de quartiers d'oranges qui se situent entre le fémur et le tibia ; ils servent à la fois d'amortisseurs et de cales pour stabiliser le genou.

III.4.1.3 Muscles de l'articulation du genou

Les muscles responsables de la flexion et de l'extension du genou sont organisés en deux groupes musculaires distincts : le quadriceps et les ischio-jambiers.

Quadriceps : le quadriceps est responsable de l'extension du genou. Il est composé de quatre muscles extenseurs : on distingue le droit fémoral, le vaste latéral, le vaste médial et le vaste intermédiaire.

Ischio-jambiers : le groupe musculaire ischio-jambiers est responsable de la flexion du genou. On distingue les muscles fléchisseurs principaux suivants : le semi-tendineux, le semi-membraneux, le biceps fémoral grande face et le biceps fémoral petite face.

III.4.2 Modélisation géométrique du membre inférieur

III.4.2.1 État de l’art

Un des objectifs de cette thèse est la modélisation musculo-squelettique du membre inférieur et en particulier l’articulation du genou. Plus précisément, il s’agit :

- de déterminer les longueurs de chaque complexe muscle-tendons en fonction des positions angulaires du genou et de la hanche, pour l’estimation de la force ;
- de déterminer les bras de leviers de chaque complexe muscle-tendons pour calculer le couple développé.

Le mécanisme complexe régissant la flexion/extension du genou rend sa modélisation complexe (cf. §III.4.1.1). Parmi les modèles existants dans la littérature, nous nous intéressons à ceux de types phénoménologiques ou anatomiques.

Les modèles phénoménologiques font abstraction du mécanisme de flexion/extension du genou et le considèrent comme une charnière. Ils sont utilisés pour étudier le mouvement du genou, et les forces mises en jeu, notamment la répartition des forces musculaires lors d’activités spécifiques, telles que marcher, monter les escaliers, se lever d’une chaise, etc. [91–93].

Les modèles anatomiques sont plus réalistes. Ils permettent de modéliser les géométries articulaires des condyles fémoraux et des plateaux tibiaux (cf. §III.4.1.1) ainsi que les forces qui s’exercent sur le genou. Les modèles anatomiques sont de deux types : statiques ou dynamiques.

- **Les modèles statiques** décrivent la relation entre les différentes forces exercées par les éléments du genou comme les ligaments et sa réponse mécanique statique [94].
- **Les modèles dynamiques** sont régis par des équations différentielles sous contraintes anatomiques (géométrie des os, plage de variation anatomique des angles articulaires, etc.).
- **Les modèles quasi-statiques** sont une variante des modèles dynamiques. Ils sont construits par interpolation des solutions des équations à l’équilibre pour les différentes gammes de mouvements. On peut citer ceux modélisant l’articulation tibio-fémorale [95–99], l’articulation fémoro-patellaire [100–103] ou les deux articulations à la fois [35, 36, 104–112].

III.4.2.2 Modèle musculo-squelettique générique du membre inférieur

Dans nos travaux de thèse, nous avons modélisé le membre inférieur à l’aide d’un modèle planaire générique de type anatomique quasi-statique, basé sur les données cadavériques rap-

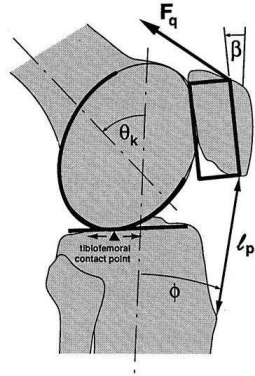


Figure III.9 – Représentation dans le plan sagittal des articulations patello-fémorale et fémoro-tibiale de l'articulation du genou, θ_{gn} est l'angle du genou, ϕ l'angle du ligament rotulien ; β est l'angle entre la patella et le tibia, F_q est la force des tendons du quadriceps et l_j la longueur du ligament rotulien. [35, 36]

portées dans [36].

Ce modèle inclut les deux articulations du genou ainsi que l'articulation de la hanche dans le plan sagittal. Les condyles fémoraux sont représentés par une ellipse, les plateaux tibiaux par un segment de droite, et la patella par un rectangle. L'articulation de la hanche est, quant à elle, représentée par une patella (Figure III.9).

La cinématique des articulations fémoro-tibiale et fémoro-patellaire est décrite en fonction de la position articulaire du genou, à partir de mesures expérimentales effectuées par [35] et reportées dans [36]. Cette cinématique se traduit par un mouvement réaliste du fémur par rapport au tibia, et de la patella par rapport au tibia, en prenant en considération la mécanique d'extension de l'articulation du genou, à savoir, la rotation et le glissement des condyles fémoraux sur les plateaux tibiaux.

Pour développer le modèle musuculo-squelettique générique du membre inférieur, quatre référentiels sont définis, Figure III.10 :

- **Le bassin** : L'origine du référentiel du bassin correspond au milieu de la ligne qui relie les deux os "épine iliaque antéro-supérieure".
- **Le fémur** : L'origine du référentiel du fémur est situé au centre de la tête du fémur.
- **Le tibia** : L'origine du référentiel du tibia correspond au point milieu de la ligne reliant l'épicondyle fémoral médial et latéral.
- **La patella (rotule)** : L'origine du référentiel de la patella est situé au point distal

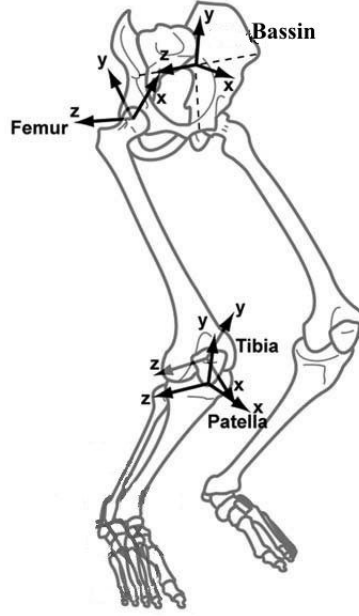


Figure III.10 – Référentiels du membre inférieur [37]

extrême de la patella.

Le référentiel utilisé pour modéliser le système musculo-squelettique du membre inférieur est celui du bassin. Par conséquent, les coordonnées des points clés du système sont exprimées dans ce référentiel.

Matrice de passage du référentiel du fémur au référentiel du bassin : La matrice de passage du référentiel du fémur au référentiel du bassin s'obtient en considérant la rotation ${}^{H_0}\mathbf{R}_f$ d'angle θ_{hc} et la translation ${}^p\mathbf{T}_{H_0}$. Cette matrice s'écrit :

$${}^p\mathbf{M}_f(\theta_{hc}) = {}^p\mathbf{T}_{H_0}({}^p\mathbf{x}_{of}, {}^p\mathbf{y}_{of}, {}^p\mathbf{z}_{of}) {}^{H_0}\mathbf{R}_f(\theta_{hc}) \quad (\text{III.40})$$

Par conséquent, la matrice de passage s'exprime de la manière suivante :

Soit :

$${}^p\mathbf{M}_f(\theta_{hc}) = \begin{bmatrix} \cos(\theta_{hc}) & -\sin(\theta_{hc}) & 0 & {}^p\mathbf{x}_{of} \\ \sin(\theta_{hc}) & \cos(\theta_{hc}) & 0 & {}^p\mathbf{y}_{of} \\ 0 & 0 & 1 & {}^p\mathbf{z}_{of} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (\text{III.41})$$

$({}^p\mathbf{x}_{of}, {}^p\mathbf{y}_{of}, {}^p\mathbf{z}_{of})$ représentent les coordonnées de l'origine du référentiel du fémur exprimées dans le référentiel du bassin.

Les relations exprimant les coordonnées des points d'attaches $({}^px_f, {}^py_f, {}^pz_f)$ des complexes muscles-tendons dans le référentiel du bassin à partir de leurs coordonnées (x_f, y_f, z_f) dans le référentiel du fémur, s'écrivent :

$${}^px_f = \cos(\theta_{hc})x_f - \sin(\theta_{hc})y_f + {}^p\mathbf{x}_{of} \quad (\text{III.42})$$

$${}^py_f = \sin(\theta_{hc})x_f + \cos(\theta_{hc})y_f + {}^p\mathbf{y}_{of} \quad (\text{III.43})$$

$${}^pz_f = z_f + {}^p\mathbf{z}_{of} \quad (\text{III.44})$$

Matrice de passage du référentiel du tibia au référentiel du bassin : Cette matrice peut être décomposée comme suit :

$${}^p\mathbf{M}_t(\theta_{gn}, \theta_{hc}) = {}^p\mathbf{M}_f(\theta_{hc}) {}^o\mathbf{M}_t(\theta_{gn}) \quad (\text{III.45})$$

où :

- ${}^p\mathbf{M}_f(\theta_{hc})$ représente la matrice de passage du référentiel du fémur au référentiel du bassin, défini par l'équation [III.41](#).
- ${}^f\mathbf{M}_t(\theta_{gn})$ représente la matrice de passage du référentiel du tibia au référentiel du fémur. Cette matrice est définie comme suit :

$${}^f\mathbf{M}_t(\theta_{gn}) = {}^f\mathbf{T}_{H_1}(f_x^t(\theta_{gn}), f_y^t(\theta_{gn}), 0) {}^o\mathbf{R}_t(\theta_{gn}) \quad (\text{III.46})$$

$(f_x^t, f_y^t, 0)$ représentent les coordonnées du point de contact entre le fémur et le tibia, exprimées dans le référentiel du fémur, figure [III.9](#).

Après développement, la matrice ${}^f\mathbf{M}_t(\theta_{gn})$ s'écrit :

$${}^f\mathbf{M}_t(\theta_{gn} \in [x_i, x_{i+1}]) = \begin{bmatrix} \cos(\theta_{gn}) & -\sin(\theta_{gn}) & 0 & f_x^t \\ \sin(\theta_{gn}) & \cos(\theta_{gn}) & 0 & f_y^t \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (\text{III.47})$$

Ainsi, les coordonnées $({}^p x_t, {}^p y_t, {}^p z_t)$ des points d'attaches des complexes muscles-tendons dans le référentiel du bassin, s'obtiennent à partir de leurs coordonnées (x_t, y_t, z_t) dans le référentiel du tibia :

$${}^p x_t = \cos(\theta_{hc} + \theta_{gn})x_t - \sin(\theta_{hc} + \theta_{gn})y_t + f_x^t \cos(\theta_{hc}) - f_y^t \sin(\theta_{hc}) + {}^p \mathbf{x}_{of} \quad (\text{III.48})$$

$${}^p y_t = \cos(\theta_{hc} + \theta_{gn})y_t + \sin(\theta_{hc} + \theta_{gn})x_t + f_y^t \cos(\theta_{hc}) + f_x^t \sin(\theta_{hc}) + {}^p \mathbf{y}_{of} \quad (\text{III.49})$$

$${}^p z_t = z_t + {}^p \mathbf{z}_{of} \quad (\text{III.50})$$

Matrice de passage du référentiel de la patella au référentiel du bassin : Pour établir cette matrice et comme on dispose déjà de la matrice ${}^p \mathbf{M}_t(\theta_{gn}, \theta_{hc})$ de passage du référentiel du tibia au référentiel du bassin, il est nécessaire d'établir d'abord la matrice de passage ${}^t \mathbf{M}_{pt}(\theta_{gn})$ du référentiel de la patella au référentiel du tibia, soit :

$${}^t \mathbf{M}_{pt}(\theta_{gn}) = {}^t \mathbf{T}_{H_2}(f_x^p(\theta_{gn}), f_y^p(\theta_{gn}), {}^t \mathbf{z}_{opt}) {}^{oH_2} \mathbf{R}_{pt}(f_r^p(\theta_{gn})) \quad (\text{III.51})$$

$${}^t \mathbf{M}_{pt}(\theta_{gn}) = \begin{bmatrix} \cos(f_r^p) & -\sin(f_r^p) & 0 & f_x^p \\ \sin(f_r^p) & \cos(f_r^p) & 0 & f_y^p \\ 0 & 0 & 1 & {}^t \mathbf{z}_{opt} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (\text{III.52})$$

où $(f_x^p, f_y^p, {}^t \mathbf{z}_{opt})$ sont les coordonnées du point de contact entre la patella et le tibia exprimées dans le référentiel du tibia, et f_r^p , l'angle de rotation de la patella.

La matrice de passage du référentiel de la patella au référentiel du bassin s'écrit :

$${}^p \mathbf{M}_{pt}(\theta_{gn}, \theta_{hc}) = {}^p \mathbf{M}_t(\theta_{gn}, \theta_{hc}) \cdot {}^t \mathbf{M}_{pt}(\theta_{gn})$$

$$\begin{bmatrix} \sigma_1 & \sin(\theta_{hc})\sigma_2 - \cos(\theta_{hc})\sigma_3 & 0 & {}^p \mathbf{x}_{of} + \cos(\theta_{hc})\sigma_4 - \sin(\theta_{hc})\sigma_5 \\ \cos(\theta_{hc})\sigma_3 - \sin(\theta_{hc})\sigma_2 & \sigma_1 & 0 & {}^p \mathbf{y}_{of} + \cos(\theta_{hc})\sigma_5 + \sin(\theta_{hc})\sigma_4 \\ 0 & 0 & 1 & {}^p \mathbf{z}_{of} + {}^t \mathbf{z}_{opt} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (\text{III.53})$$

avec :

$$\text{— } \sigma_1 = -\cos(\theta_{hc})\sigma_2 - \sin(\theta_{hc})\sigma_3$$

-
- $\sigma 2 = \sin(\theta_{gn}) \sin(f_r^p) - \cos(\theta_{gn}) \cos(f_r^p)$
 - $\sigma 3 = \cos(\theta_{gn}) \sin(f_r^p) + \cos(f_r^p) \sin(\theta_{gn})$
 - $\sigma 4 = f_x^t + f_x^p \cos(\theta_{gn}) - f_y^p \sin(\theta_{gn})$
 - $\sigma 5 = f_y^t + f_x^p \cos(\theta_{gn}) + f_x^t \sin(\theta_{gn})$

Les coordonnées $({}^p x_{pt}, {}^p y_{pt}, {}^p z_{pt})$ dans le référentiel du bassin des points d'attaches des complexes muscles-tendons peuvent être exprimées à partir des coordonnées (x_{pt}, y_{pt}, z_{pt}) de ces points dans le référentiel de la patella :

$${}^p x_{pt} = f_x^p \cos(\theta_{hc} + \theta_{gn}) - f_y^p \sin(\theta_{hc} + \theta_{gn} + f_x^t) \cos(\theta_{hc}) - f_y^t \sin(\theta_{hc}) + x_{pt} \cos(\theta_{hc} + \theta_{gn} + f_r^p) - y_{pt} \cos(\theta_{hc} + \theta_{gn} + f_r^p) + {}^p \mathbf{x}_{of} \quad (\text{III.54})$$

$${}^p y_{pt} = f_y^p \cos(\theta_{hc} + \theta_{gn}) + f_x^p \sin(\theta_{hc} + \theta_{gn} + f_y^t) \cos(\theta_{hc}) - f_x^t \sin(\theta_{hc}) + y_{pt} \cos(\theta_{hc} + \theta_{gn} + f_r^p) + x_{pt} \cos(\theta_{hc} + \theta_{gn} + f_r^p) + {}^p \mathbf{y}_{of} \quad (\text{III.55})$$

$${}^p z_{pt} = z_{pt} + {}^p \mathbf{z}_{of} + {}^t \mathbf{z}_{opt} \quad (\text{III.56})$$

Longueurs et bras de leviers des complexes muscles-tendons : Le modèle musculo-squelettique générique permet d'exprimer, dans le référentiel du bassin, les coordonnées des points d'attaches de tous les complexes muscles-tendons responsables de la flexion et de l'extension du genou dans le plan sagittal (voir Annexe). Pour mesurer la longueur et le bras de levier d'un complexe muscle-tendons, il est nécessaire de poser les hypothèses suivantes [36] [35] :

1. Un muscle-tendons relie un os A à un os B par l'intermédiaire d'un trajet de longueur minimale reliant un point d'origine sur l'os A à un point d'insertion sur l'os B (Figure III.11).
2. Bien que les longueurs des muscles-tendons varient dynamiquement, nous supposons que la longueur totale d'un muscle-tendons l^{mt} est définie en fonction des coordonnées généralisées q , comme suit :

$$l^{mt}(t) = l^{mt}(q(t)) \quad (\text{III.57})$$

Dans cette thèse, q est défini comme suit :

$$q(t) = [\theta_{gn}(t), \theta_{hc}(t)] \quad (\text{III.58})$$

où $\theta_{gn}(t)$ et $\theta_{hc}(t)$ représentent les positions articulaires du genou et de la hanche res-

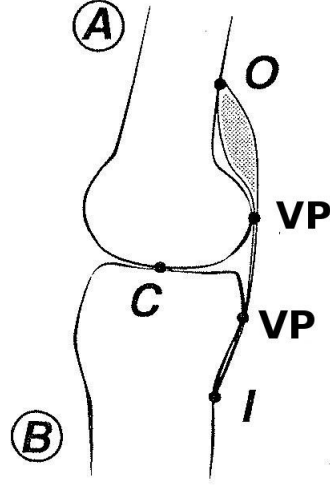


Figure III.11 – Représentation d'un muscle qui s'étend de l'os **A** à l'os **B** représenté par trois lignes droites. **C** est le point de contact des os **A** et **B**, **O** le point d'origine du muscle-tendons, **VP** (Via-Point ou point intermédiaire) du muscle-tendons est un point d'insertion [38]

pectivement

3. La force générée par un muscle est caractérisée par une tension scalaire $s \geq 0$ agissant de manière uniforme le long du trajet du complexe muscle-tendons
4. Il n'existe pas de frottements entre le muscle et les os qu'il parcourt.

La longueur du complexe muscle-tendons est nécessaire pour estimer la force développée par chaque muscle. A partir des hypothèses 1 et 2, la longueur du muscle-tendons est calculée comme suit :

$$l^{mt}(t) = \sum_{i=0}^{n-2} \|P_{i+1}(t) - P_i(t)\| \quad (\text{III.59})$$

où les $P_i(x_i, y_i, z_i)$ représentent les points d'origine et d'insertion du muscle-tendons dans le référentiel global du système musculo-squelettique illustré figure III.10.

Les bras de leviers sont nécessaires pour calculer le couple qu'exerce un muscle-tendons sur une articulation. En appliquant le principe des travaux virtuels, on obtient une relation entre l'excursion musculaire et le bras de levier [113]. Cette approche est valable pour tout type d'articulation sous les hypothèses énumérées dans le paragraphe III.4.2.2. Les bras de levier

sont calculés comme suit :

$$r^{mt}(t) = \frac{\partial l^{mt}(\theta_{hc}(t), \theta_{gn}(t))}{\partial \theta_{gn}(t)} \quad (\text{III.60})$$

où $r^{mt}(t)$ représente le bras de levier.

III.4.2.3 Modèle planaire polynomial proposé

Dans ce qui suit, nous proposons un modèle polynomial pour la modélisation musculo-squelettique de l'articulation du genou. Ce modèle est élaboré à partir des relations entre les longueurs des muscle-tendons, les bras de leviers et les positions articulaires $\theta_{gn}(t)$ et $\theta_{hc}(t)$ obtenues à partir du modèle musculo-squelettique planaire générique décrit dans le paragraphe III.4.2.2. Pour ce faire, nous établissons des relations polynomiales pour déterminer les longueurs et les bras de leviers des complexes muscle-tendons.

L'analyse des données expérimentales rapportées dans [36], montre que les longueurs des muscle-tendons des fléchisseurs et des extenseurs du genou varient selon une fonction cubique par rapport à la position articulaire du genou $\theta_{gn}(t)$, et linéairement par rapport à celle de la hanche $\theta_{hc}(t)$. Ces longueurs s'écrivent :

$$l^{mt}(\theta_{gn}(t), \theta_{hc}(t)) = L_{k3}\theta_{gn}(t)^3 + L_{k2}\theta_{gn}(t)^2 + L_{k1}\theta_{gn}(t) + L_{k0} + L_{hc}\theta_{hc}(t) \quad (\text{III.61})$$

où les L_{ki} (avec $i = 0 : 3$) et L_{hc} représentent des paramètres constants.

Les bras de leviers des muscle-tendons, des fléchisseurs et des extenseurs du genou varient selon la fonction cubique par rapport à la position articulaire du genou $\theta_{gn}(t)$ et linéairement par rapport à celle de la hanche $\theta_{hc}(t)$. Les expressions des bras de leviers s'écrivent :

$$r^{mt}(\theta_{gn}(t)) = R_{k3}\theta_{gn}^3(t) + R_{k2}\theta_{gn}^2(t) + R_{k1}\theta_{gn}(t) + R_{k0} \quad (\text{III.62})$$

où les R_{ki} (avec $i = 0 : 3$) représentent des paramètres constants.

La proposition d'un tel modèle polynomial est guidée par le contexte de la thèse puisqu'il s'agit de développer des commandes assistives prenant en compte l'intention de mouvement de l'humain et garantissant une interaction souple, naturelle et sûre entre l'exosquelette et le porteur. L'objectif ici est double : (i) aboutir à un modèle de même niveau de réalisme et de précision qu'un modèle musculo-squelettique générique anatomique, (ii) établir un modèle

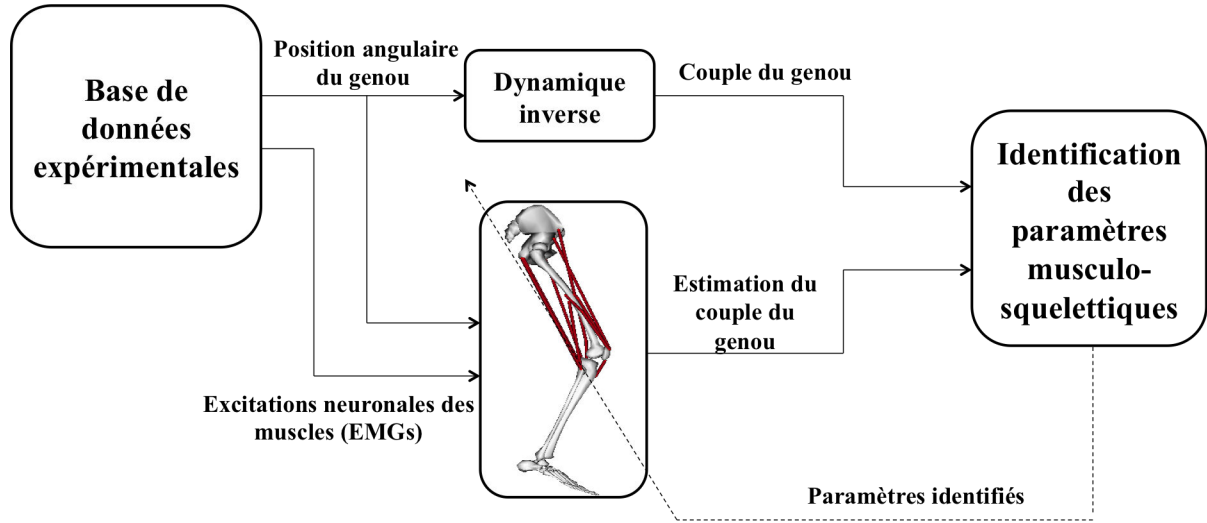


Figure III.12 – Processus d’identification des paramètres des complexes muscles-tendons

simple, facile à implémenter et à manipuler et pour lequel, il est possible d’utiliser des techniques d’optimisation relativement peu gourmandes en temps de calcul, tels que, les moindres carrés linéaires.

III.5 Identifications paramétriques

III.5.1 Protocole expérimental

Le processus d’identification mis en œuvre est illustré Figure III.12, il s’effectue en deux étapes : la première concerne l’identification des paramètres dynamiques du système équivalent exosquelette-membre inférieur, la seconde étape traite de l’identification des paramètres des complexes muscle-tendons. Ces identifications ont été menées avec la participation volontaire d’un sujet sain de sexe masculin, âgé de 29 ans, mesurant 1.85m et pesant 92kg. Toutes les précautions ont été prises pour d’une part, garantir le bon déroulement des expérimentations et la sécurité du sujet, et d’autre part, protéger les données privées du sujet en conformité avec la loi d’Helsinki.

La position articulaire du genou θ_{gn} est mesurée à l’aide d’un codeur incrémental. Le couple τ_e , généré par l’exosquelette, est estimé par l’intermédiaire d’un capteur de courant situé au niveau de la carte d’interface de puissance de l’actionneur électrique. Les signaux θ_{gn} et τ_e sont filtrés à l’aide d’un filtre passe bas de Butterworth d’ordre 4 ayant une fréquence de coupure de $f_c = 3Hz$. La vitesse $\dot{\theta}$ et l’accélération $\ddot{\theta}$ sont obtenues par dérivations numériques successives de la position articulaire θ_{gn} du genou ; la dérivation utilisée est de type Euler d’ordre 1.

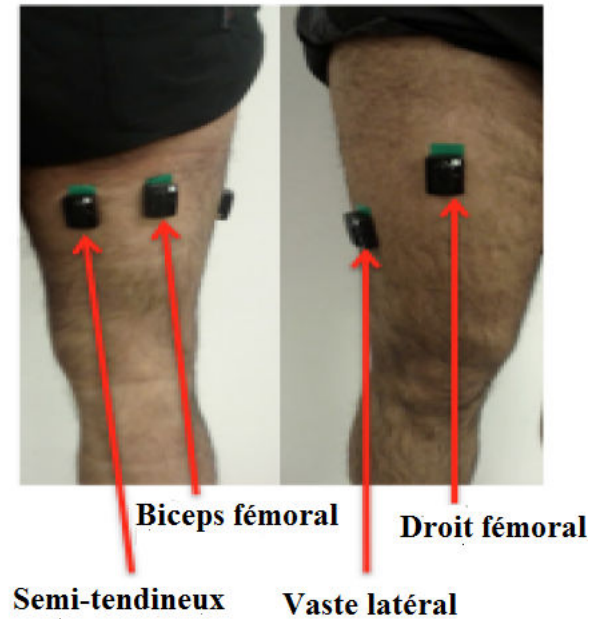


Figure III.13 – Placement des électrodes EMG

Quatre capteurs EMG sans fil de la société Delsys TM sont utilisés pour mesurer les activités musculaires des muscles suivants : droit fémoral, vaste latéral, semi-membraneux et biceps fémoral grande face. Ils sont placés au niveau des points moteurs de chaque muscle comme illustré figure III.13. Les activités électriques des muscles vaste médial et intermédiaire sont supposées être les mêmes que celles du vaste latéral. De même, les activités électriques du semi-membraneux et du biceps fémoral petite face sont supposées aussi être respectivement les mêmes que celles du semi-tendineux et du biceps fémoral grande face, du fait, d'une part, que l'expérimentation nous a montré que ces muscles s'activent d'une manière relativement similaire, et pour ne pas encombrer le porteur, d'une part. Pour supprimer les artefacts électriques dus aux mouvements du porteur, tous les signaux EMG sont filtrés à l'aide d'un filtre passe-haut de type Butterworth d'ordre 4 dont la fréquence de coupure est égale à $f_c = 30Hz$. Le signal résultant est rectifié, puis filtré à l'aide d'un filtre passe-bas de type Butterworth ayant pour fréquence de coupure $f_c = 1.7Hz$.

Le protocole expérimental utilisé est décrit comme suit :

1. Pour l'identification des paramètres dynamiques du système équivalent exosquelette-membre inférieur, le porteur ne doit développer aucun effort. L'exosquelette développe l'intégralité du couple nécessaire pour mouvoir sa jambe. Un relevé EMG des activités

des muscles droit fémoral, vaste latéral, semi-tendineux et biceps fémoral grande face, est effectué pour s'assurer que le sujet ne développe pas de contractions musculaires volontaires ou des réflexes pendant le test auquel cas la mesure est invalidée.

2. L'identification des paramètres des complexes muscles-tendons responsables du mouvement du genou s'effectue en deux étapes :
 - le porteur effectue librement des mouvements d'extension, de telle sorte, à couvrir tous les mouvements susceptibles d'être reproduits durant les expérimentations avec l'assistance de l'exosquelette. Il est demandé au sujet d'effectuer des mouvements d'extension du genou selon des trajectoires riches en fréquences et en amplitudes afin de constituer une base d'apprentissage consistante. Durant cette étape, seuls les muscles du groupe quadriceps sont activés ; l'exosquelette n'est pas actionné. Il est demandé au porteur de ne pas développer de contractions musculaires au cours des expérimentations.
 - le porteur effectue des mouvements de flexion dans les mêmes conditions que l'étape précédente.

III.5.2 Identification des paramètres dynamiques

Le paramètre τ_g dépend du poids de la jambe du porteur et peut être estimé à partir des équations de régression de Winter [114]. Le paramètre K est, quant à lui, identifié dans des conditions statiques ; le système est déplacé par incréments de 15° de la position articulaire -80° à la position articulaire 0° . La vitesse $\dot{\theta}$ et l'accélération $\ddot{\theta}$ du système sont nulles en conditions statiques. Ainsi, l'équation (III.1) peut s'écrire :

$$K\theta = \tau_e - \tau_g \sin(\theta) \quad (\text{III.63})$$

Les paramètres J , B sont identifiés hors ligne en conditions dynamiques en utilisant la méthode des moindres carrés ordinaire. Des mouvements du genou sont effectués selon des trajectoires riches en fréquences et en amplitudes. Il s'agit ici de constituer une base d'apprentissage consistante couvrant les mouvements du genou associés à toutes les activités physiques quotidiennes. Les fréquences des mouvements utilisées dans cette étude varient entre $0,01\text{Hz}$ et $0,3\text{ Hz}$.

En conditions dynamiques, l'équation(III.1) s'écrit :

$$J\ddot{\theta} + B\dot{\theta} = \tau_e - \tau_g \sin(\theta) - K\theta \quad (\text{III.64})$$

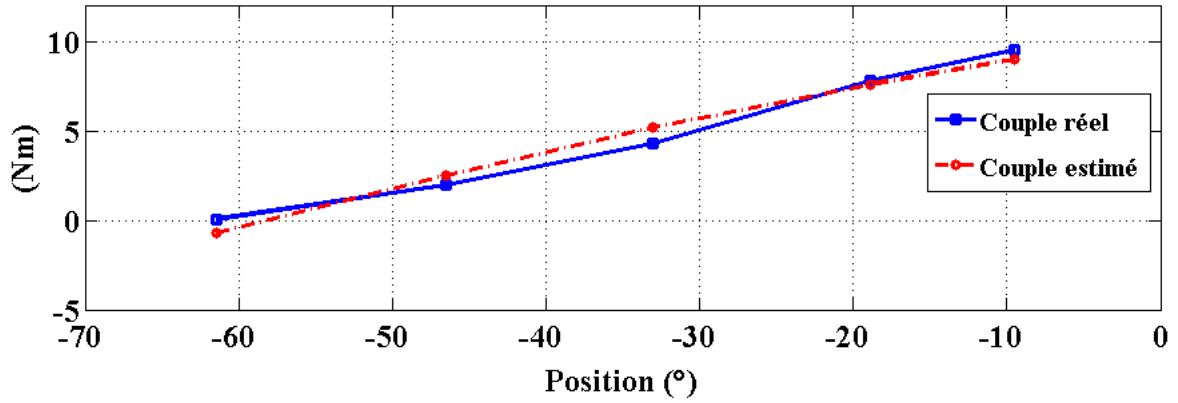


Figure III.14 – Résultats de la validation croisée relative à l'identification du coefficient du couple passif K .

Un échelon ainsi qu'un signal *Chirp* sont utilisés comme trajectoires de référence pour l'exosquelette afin d'identifier les paramètres dynamiques du système exosquelette-membre inférieur.

Les paramètres sont identifiés par la méthode des moindres carrés ordinaire. Les valeurs des paramètres identifiés sont répertoriées dans le tableau III.1. Les résultats de la validation croisée relatifs à l'identification du paramètre statique K et des paramètres dynamiques J et B sont illustrés figures III.14 et III.15 respectivement.

Paramètres	$J(kg.m^2)$	$B(Nm.s.rad^{-1})$	$K(Nm.rad^{-1})$	$\tau_g(Nm)$
Valeur	0.7	0.1	4	18
$\sigma_p\%$	4.1	5.2	5	-

Tableau III.1 – Paramètres dynamiques identifiés

III.5.3 Identification des paramètres du modèle musculo-squelettique proposé

Avant d'identifier les paramètres du modèle polynomial proposé, nous avons d'abord implémenté le modèle planaire générique décrit dans le paragraphe III.4.2.2. Les paramètres de ce modèle, reportés en annexe, sont : les coordonnées des origines des référentiels et des points d'insertions des muscles sur les os. Les résultats d'identification des paramètres du modèle

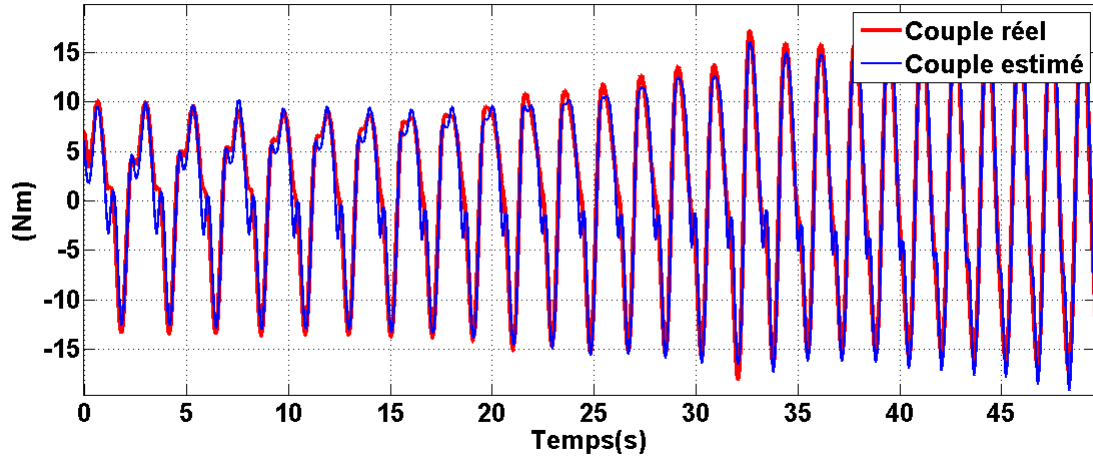


Figure III.15 – Résultats de la validation croisée relative à l'identification des paramètres dynamiques J et B .

musculo-squelettique polynomial proposé, décrit par les équations III.61 et III.62, sont consignés dans les tableaux III.2 et III.3.

Muscle	L_{k3}	L_{k2}	L_{k1}	L_{k0}	L_{hc}
Droit fémoral (DF)	0.0044304	- 0.0024913	-0.046268	0.44897	-0.0434
Vaste latéral (VL)	0.0004555	-0.0066869	-0.051383	0.19889	0
Vaste médial (VM)	8.6453e-005	-0.0068273	-0.050411	0.17151	0
Vaste intermédiaire (VI)	0.0014072	-0.003718	-0.04929	0.18153	0
Semi-tendineux (ST)	-0.0080394	-0.021648	0.029197	0.46844	0.0516
Semi-membraneux (SM)	-0.0080394	-0.021648	0.029197	0.46844	0.0516
Biceps fémoral grande face (BG)	-0.0070584	-0.03158	0.0082486	0.44046	0.0516
Biceps fémoral petite face (BP)	-0.0076797	-0.037199	-0.0045863	0.25845	0.0516

Tableau III.2 – Détermination des longueurs des complexes muscle-tendons à partir du modèle musculo-squelettique polynomial proposé (équation III.61)

Muscle	R_{k3}	R_{k2}	R_{k1}	R_{k0}
Droit fémoral (DF)	-0.011185	-0.047117	-0.032102	0.044659
Vaste latéral (VL)	-0.011185	-0.047117	-0.032102	0.044659
Vaste médial (VM)	-0.011185	-0.047117	-0.032102	0.044659
Vaste intermédiaire (VI)	-0.011185	-0.047117	-0.032102	0.044659
Semi-tendineux (ST)	-0.0028782	0.015608	0.036156	-0.03073
Semi-membraneux (SM)	-0.0032523	0.011679	0.034773	-0.023934
Biceps fémoral grande face (BG)	-0.0063549	0.0025253	0.047675	-0.011522
Biceps fémoral petite face (BP)	-0.0066832	-0.0047078	0.040542	-0.0036055

Tableau III.3 – Détermination des bras de leviers des complexes muscle-tendons à partir du modèle musculo-squelettique polynomial proposé (équation III.62)

Les figures III.16, III.17 et III.18 montrent que, les estimations obtenues à partir du modèle générique sont très proches de celles obtenues à partir du modèle polynomial proposé. On peut constater que les Erreurs Quadratiques Moyennes (EQMs) obtenues (cf. tableau III.4), sont relativement faibles et montrent ainsi la précision du modèle polynomial et sa pertinence dans un contexte de commande assistive basée sur l'intention de mouvement de l'humain.

Muscle	Longueur(m)	Bras de levier (m)	Longueur(m)*	Bras de levier (m)*
DF	6.74e-03	3.62e-07	0.71e-03	9.55e-04
VL	2.73e-06	3.62e-07	12.1e-03	69.1e-04
VM	1.58e-06	3.62e-07	0.82e-03	23.4e-04
VI	4.09e-06	3.62e-07	0.61e-03	3.65e-04
ST	1.67e-06	1.53e-07	36.1e-03	6.81e-04
SM	4.32e-06	1.47e-07	7.51e-03	5.65e-04
BG	1.94e-06	5.41e-07	6.00e-03	14.1e-04
BP	4.92e-06	5.13e-07	23.0e-03	14.1e-04

Tableau III.4 – Erreurs Quadratiques Moyennes entre les valeurs des longueurs et bras de levier obtenues à partir du modèle générique et celles obtenues à partir du modèle polynomial [* : avec influence de la position de la hanche])

L'analyse des résultats illustrés figures III.16.B et III.17.B montre que quelques soient les muscles sollicités aussi bien extenseurs que fléchisseurs, le rapport entre les valeurs maximales et minimales des bras de leviers est d'environ 200% pour un cycle complet de flexion/extension (de -120° à 0°). Par conséquent, il est nécessaire de prendre en considération cette variation dans l'estimation du couple développé au niveau de l'articulation du genou.

La longueur du muscle droit fémoral ainsi que celles des muscles fléchisseurs dépendent de la

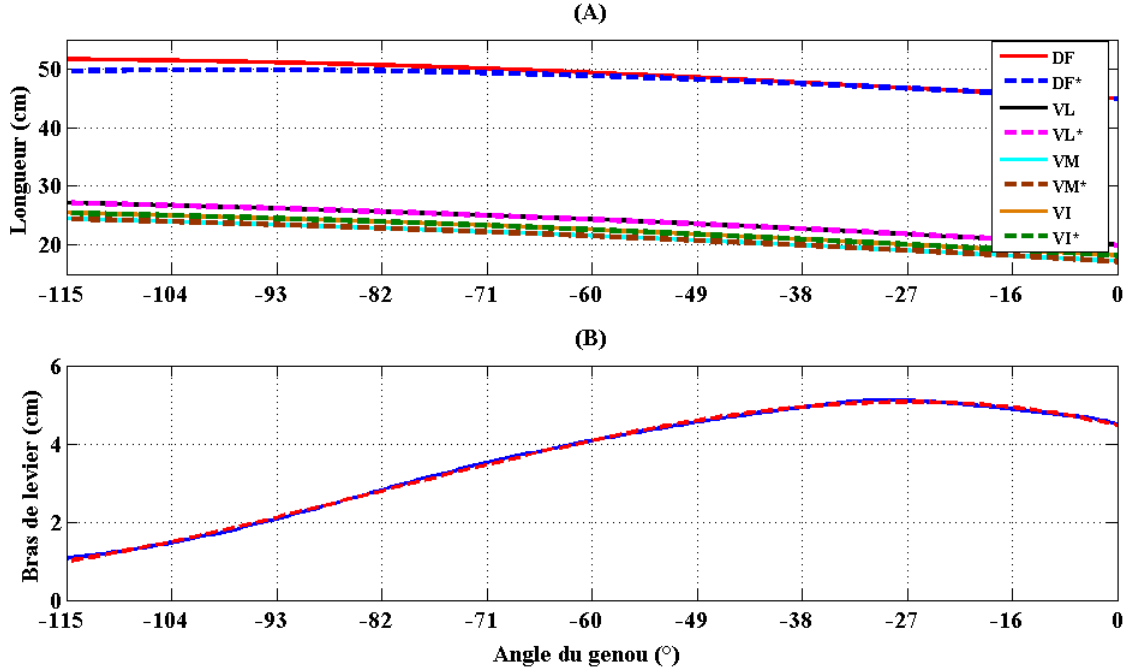


Figure III.16 – (A) : Longueurs des complexes muscle-tendons des extenseurs du genou. **(B) :** Bras de levier des extenseurs du genou pour un angle de la hanche égale à 0° . [* : Modèle polynomial]

position articulaire de la hanche comme le montre la figure III.18.A.

De même, les longueurs des muscle-tendons ont une grande influence sur l'estimation de la force musculaire, comme le montre les figures III.16.A et III.17.A. Pour un cycle complet de flexion/extension du genou, les longueurs des muscle-tendons des extenseurs du genou peuvent varier jusqu'à approximativement 10cm , et celles des muscle-tendons fléchisseurs jusqu'à 6cm . Contrairement aux bras de levier, les longueurs des muscle-tendons dépendent fortement de la position articulaire de la hanche (Figure III.18.B).

III.5.4 Identification des paramètres des complexes muscle-tendons

Il s'agit ici d'identifier les paramètres des complexes muscle-tendons, en particulier, l_o^m , l_s^t et F_{max} .

Concernant le modèle musculo-squelettique, nous avons utilisé des données anthropométriques génériques de la littérature correspondant à des sujets ayant une taille comprise, en moyenne, entre 1,80 m et 1,90 m. Pour un sujet donné, nous appliquons à ces données un facteur d'échelle à travers le paramètre S_C qui s'ajoute aux trois autres paramètres à identifier :

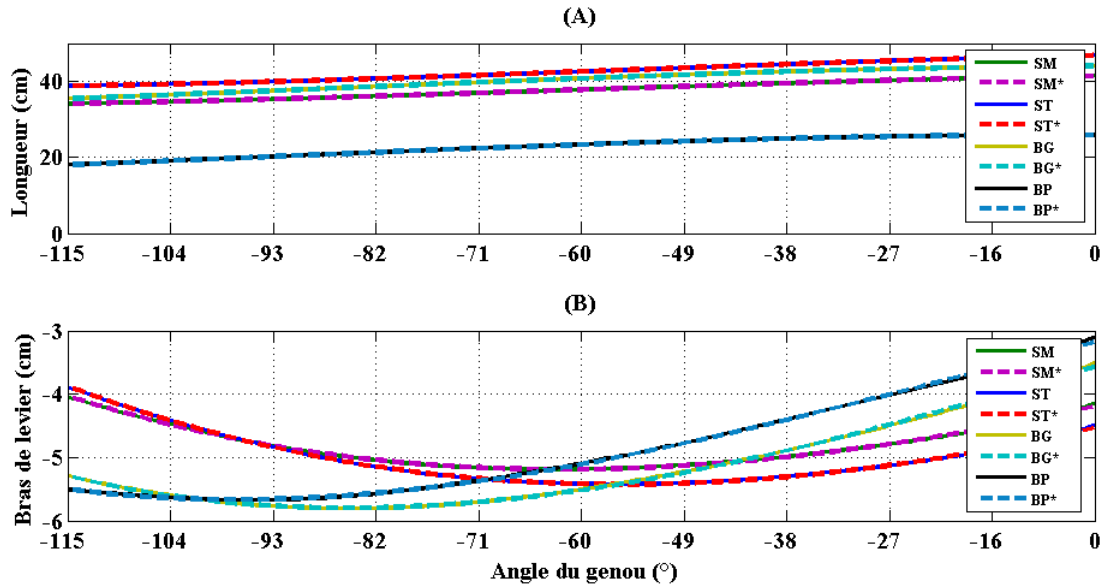


Figure III.17 – (A) : Longueurs des complexes muscle-tendons des muscles fléchisseurs du genou. (B) : Bras de levier des muscles fléchisseurs du genou pour un angle de la hanche égal à 0°. [* : Modèle polynomial]

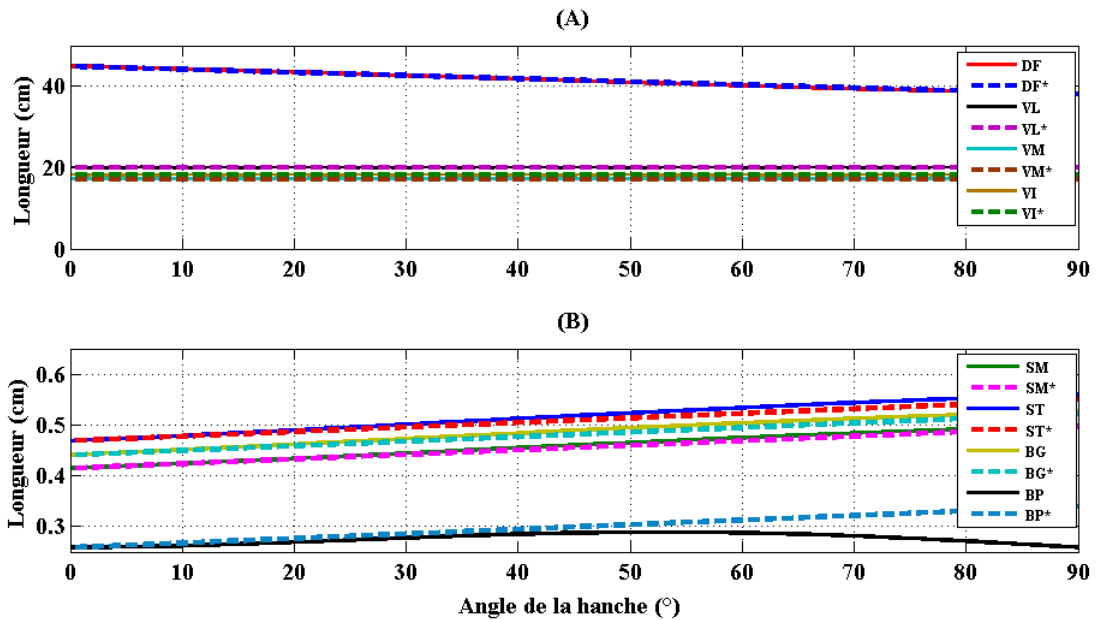


Figure III.18 – Influence de la position articulaire de la hanche sur les longueurs des muscle-tendons et des bras de leviers pour un angle du genou égale à 0°. (A) : Muscles extenseurs. (B) : Muscles fléchisseurs. [* : Modèle polynomial]

l_o^m , l_s^t et F_{max} . Une fois le paramètre S_C identifié, il est possible de déterminer les longueurs l^{mt} ainsi que les bras de levier r^{mt} de chaque complexe muscle-tendons. Comme r^{mt} est égal à $\frac{\partial l^{mt}}{\partial \theta_{gn}}$, il suffit de déterminer l^{mt} [108].

La force musculaire F^{mt} est estimée en utilisant l'équation du mouvement III.1. Les paramètres des complexes muscle-tendons concernant les muscles fléchisseurs et les muscles extenseurs sont identifiés séparément, à partir de la formulation du problème d'optimisation suivant :

$$\underset{\chi^2(p)}{\text{minimize}} \quad \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \left(\frac{\tau(i) - \sum_{j=1}^4 F_j^{mt}(i) r_j^{mt}(x_i; p_j) + s * sbpa(i)}{w_i} \right)^2 \quad (\text{III.65})$$

où :

- N et i représentent respectivement, le nombre d'échantillons et le $i^{ème}$ échantillon ;
- τ représente le couple généré par le porteur, estimé en utilisant l'équation III.1 ;
- x désigne le vecteur d'entrée :

$$x_i = [EMG_j(i), l_j^{mt}(i)] \quad (\text{III.66})$$

- les poids w_i représentent les poids associés à chaque mesure. Ces poids sont calculés comme suit :

$$\forall i, w_i = \frac{n - m + 1}{\sum_{i=1}^n (\tau(i) - \sum_{j=1}^4 F_j^{mt}(i) r_j^{mt}(x_i; p_j^0))^2} \quad (\text{III.67})$$

où p_j^0 est le vecteur des paramètres initiaux associés au muscle indexé j .

- $p = [p_1, p_3, p_3, p_4]$ représente le vecteur de l'ensemble des paramètres à identifier, où :

$$p_j = [l_{sj}^t, l_o^m, F_{maxj}, SC_j] \quad (\text{III.68})$$

avec $j = 1 : 4$ l'indice du muscle impliqué dans la flexion de l'articulation du genou.

- $sbpa$ est un signal binaire pseudo-aléatoire. Il s'agit de disposer d'un signal suffisamment riche en fréquences de façon à ce que tous les modes du système soient excités.
- s représente un signal $sbpa$ prenant des valeurs binaires 0 ou 1 ; le paramètre s permet de moduler ce signal. La valeur de s doit être faible pour ne pas noyer le signal dans le bruit. Dans cette étude, s est fixé à 0.1, valeur qui ne représente qu'environ 0.5% de la valeur maximale du couple mis en jeu durant les expérimentations.

L'identification des paramètres des muscle-tendons est réalisée hors ligne en utilisant la méthode des moindres carrés non-linéaires avec l'algorithme de Levenberg-Marquardt.

Muscle		$l_m^o(cm)$	$l_s^t(cm)$	$F_{max}(N)$	S_C
DF	*	10	45.2	1314	1.33
	-	8.4	34.6	780	1
	$\sigma_p\%$	3.04	2.85	3.33	3.30
VL	*	8.4	17.2	2050	1.02
	-	8.2	15.7	1870	1
	$\sigma_p\%$	3.05	3.76	4.43	4.29
VM	*	8.24	12.3	1381	1
	-	8.9	12.6	1295	1.15
	$\sigma_p\%$	3.07	3.62	4.57	4.22
VI	*	8.2	13.3	1318	1.14
	-	8.7	13.6	1235	1
	$\sigma_p\%$	3.05	3.90	4.27	4.38
SM	*	7.2	37.9	1090	1.1
	-	8	35.9	1030	1
	$\sigma_p\%$	3.83	3.01	4.46	4.52
ST	*	18.1	24.3	324	1.08
	-	20.1	26.2	330	1
	$\sigma_p\%$	4.59	4.50	4.55	4.6
BL	*	10.7	30.7	694	1.07
	-	10.9	34.1	720	1
	$\sigma_p\%$	3.69	2.39	5.66	5.06
BS	*	17.1	9.9	400	1.04
	-	17.3	10	413	1
	$\sigma_p\%$	4.56	4.30	4.66	4.71

Tableau III.5 – Paramètres des complexes muscle-tendons du modèle à tendon rigide (* : identifié, - : [36])

A l'exception du paramètre S_C qui est initialisé à 1, les valeurs initiales des paramètres à identifier ont été fixées à partir de données extraites de la littérature et rapportées dans [36]. Les paramètres τ_{act} et τ_{Deact} sont fixés respectivement à 0,01s et 0.06s, [38]. Pour chaque muscle, la vitesse maximale v_{max} et le coefficient d'amortissement B^m sont fixés respectivement à $10l_o^m(m/s)$ et 0,1 [88]. Enfin, tous les critères de convergence de l'algorithme ont été fixés à $1e - 6$.

Modèle statique : On peut observer que les valeurs des paramètres identifiés, consignées dans le tableau III.5, sont proches de celles extraites de la littérature ; la différence se situe dans

Muscle		$l_m^o(cm)$	$l_s^t(cm)$	$F_{max}(N)$	Sc
DF	*	9	35.2	854	1.03
	-	8.4	34.6	780	1
	$\sigma_p\%$	2.05	1.76	2.22	2.20
VL	*	8.1	16.2	1950	1.02
	-	8.2	15.7	1870	1
	$\sigma_p\%$	2.14	2.81	3.60	3.01
VM	*	8.93	12.5	1301	1
	-	8.9	12.6	1295	1
	$\sigma_p\%$	1.36	4.87	2.74	1.98
VI	*	8.9	13.8	1258	1.04
	-	8.7	13.6	1235	1
	$\sigma_p\%$	2.23	4.20	3.12	3.98
SM	*	7.7	36.9	1010	1.01
	-	8	35.9	1030	1
	$\sigma_p\%$	2.31	2.49	1.86	2.32
ST	*	19.0	25.3	324	1.02
	-	20.1	26.2	330	1
	$\sigma_p\%$	2.41	1.30	2.35	3.6
BL	*	10.7	32.7	734	1.03
	-	10.9	34.1	720	1
	$\sigma_p\%$	2.31	1.29	2.26	3.06
BS	*	17.5	1.1	420	1.04
	-	17.3	10	413	1
	$\sigma_p\%$	1.52	3.90	5.32	3.67

Tableau III.6 – Paramètres des complexes muscle-tendons du modèle à tendon rigide (* : identifié, - : [36])

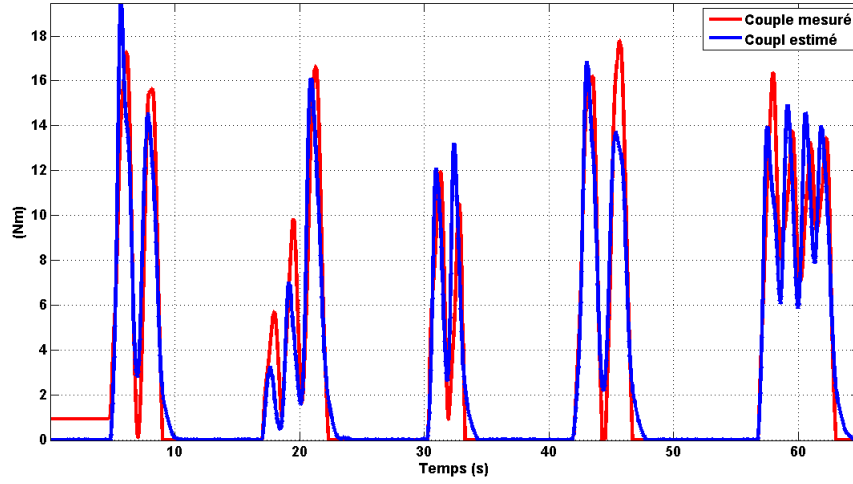


Figure III.19 – Résultats de la validation croisée relative à l'identification des paramètres des muscles extenseurs de l'articulation du genou : couples estimé et réel

la variation physiologique tolérée entre individus [87].

Les résultats de la validation croisée concernant l'identification des paramètres des muscles extenseurs et fléchisseurs sont illustrés figures III.19 et III.22. Nous pouvons remarquer que pour chaque groupe de muscles, le couple estimé est proche de la valeur mesurée. Les EQM sont relativement faibles et sont respectivement de 0.6 N.m et de 0.5 N.m pour l'estimation des couples développés par les muscles extenseurs et les muscles fléchisseurs.

Le couple estimé ainsi que l'intervalle de confiance à 95% concernant les muscles extenseurs et les muscles fléchisseurs sont représentés respectivement figures III.20 et III.23. On peut noter que l'écart-type $\sigma_{\hat{y}}$ de l'estimation est acceptable (Tableau III.5), prouvant ainsi que l'estimation est statistiquement fiable.

Les histogrammes représentant les écarts entre les valeurs réelles et estimées pour les muscles extenseurs et les muscles fléchisseurs sont illustrés respectivement figures III.21 et III.24. Ces écarts sont distribués normalement et vérifient l'hypothèse de base des moindres carrés.

Le coefficient de détermination ajusté \bar{R}^2 est égal respectivement à 0.9 et 0.85 pour les muscles extenseurs et muscles fléchisseurs, ce qui montre qu'environ 85% des variations des mesures sont expliquées par le modèle identifié.

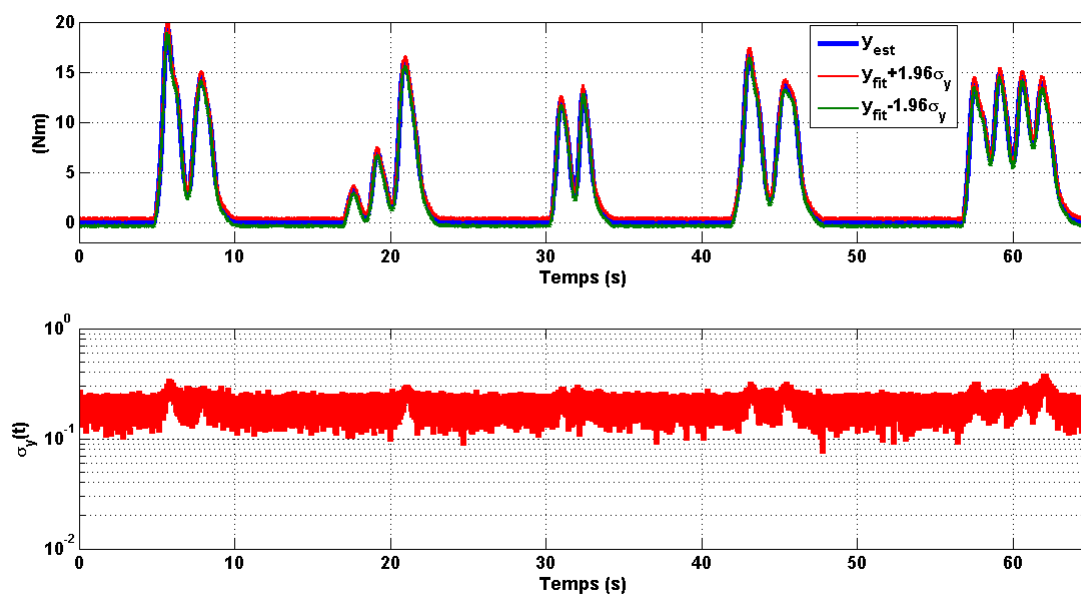


Figure III.20 – Intervalle de confiance à 95% du couple estimé. Cas des muscles extenseurs

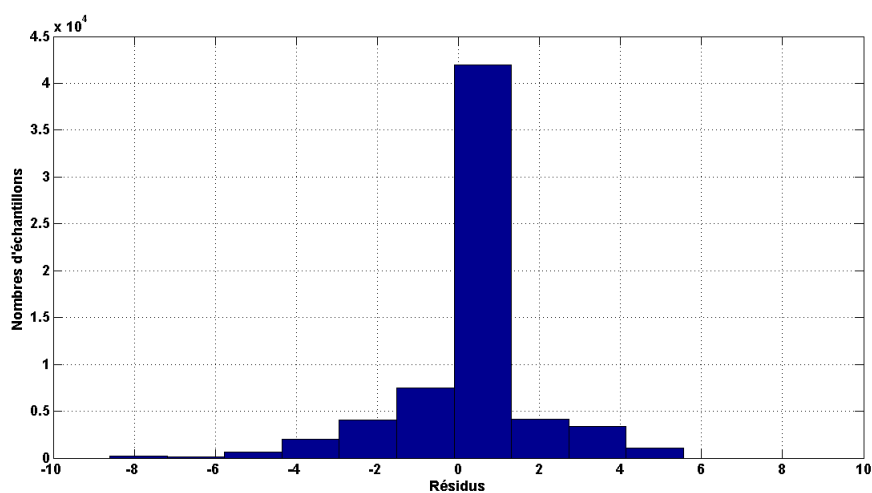


Figure III.21 – Histogramme des résidus. Identification des modèles des muscles extenseurs

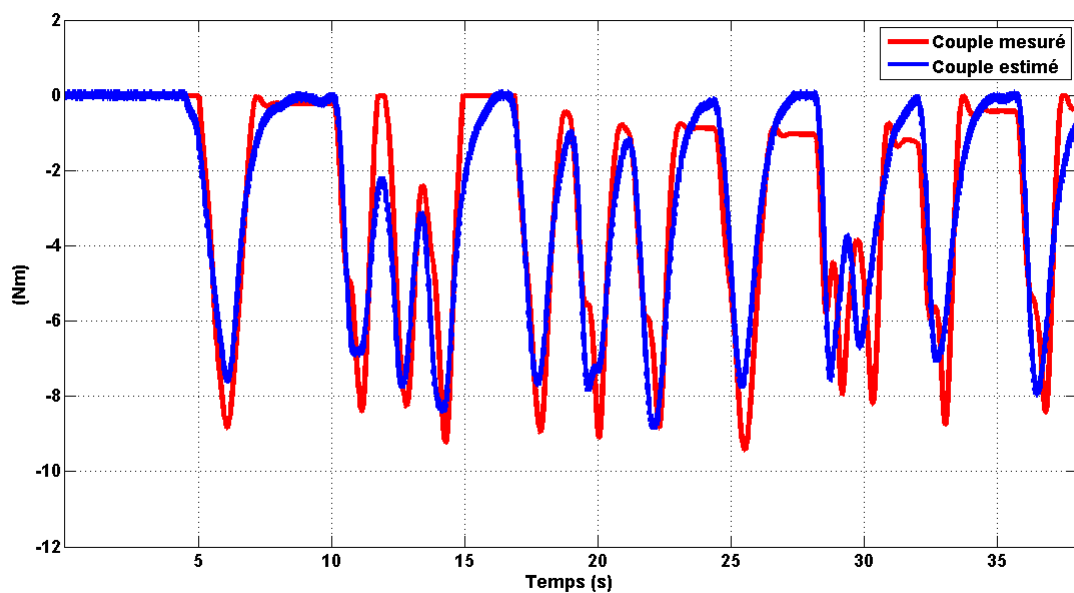


Figure III.22 – Résultats de la validation croisée relative à l'identification des paramètres des muscles fléchisseurs de l'articulation du genou

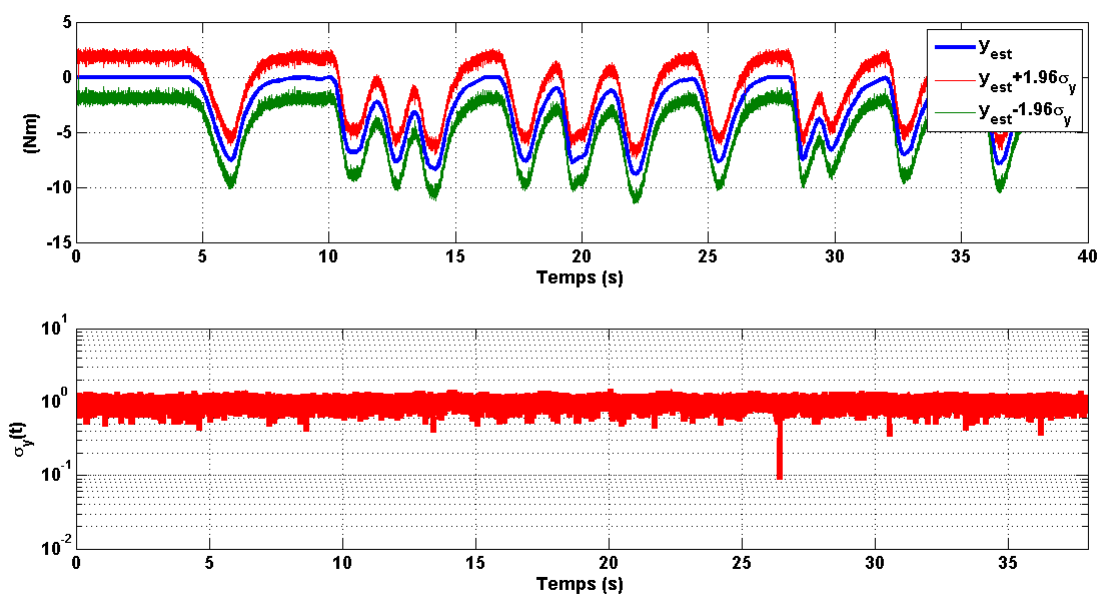


Figure III.23 – Intervalle de confiance à 95% du couple estimé. Cas des muscles fléchisseurs

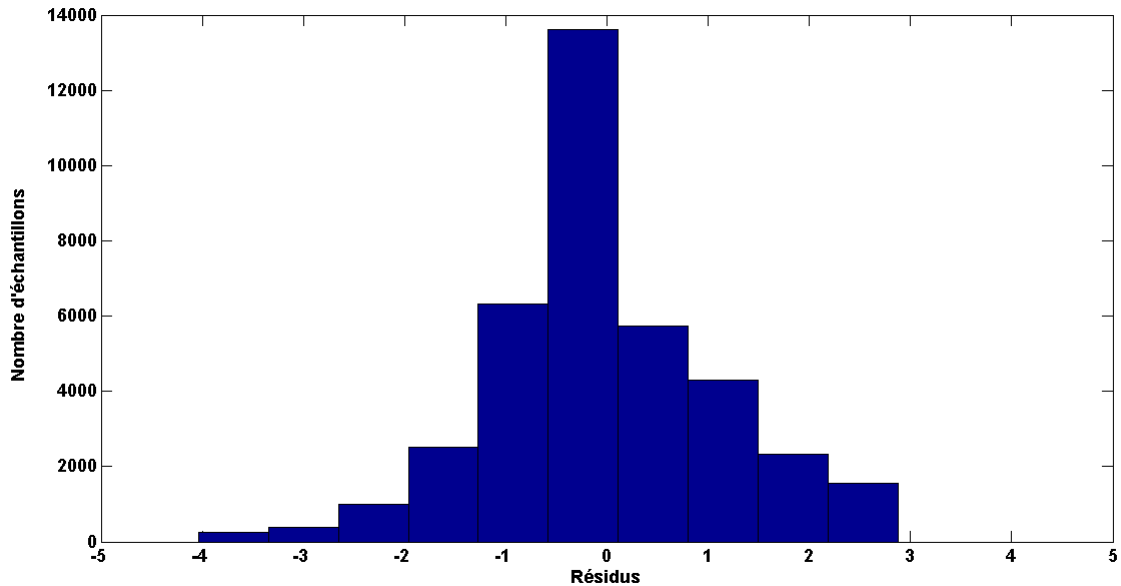


Figure III.24 – Histogramme des résidus. Identification du modèle des muscles fléchisseurs

Modèle dynamique : Les valeurs des paramètres obtenues à l'issue du processus d'identification sont reportées dans le tableau III.6 Les valeurs obtenues et celles extraites de la littérature sont sensiblement proches. La différence s'explique par la variation physiologique tolérée entre individus [87].

Les résultats de la validation croisée concernant l'identification des paramètres des muscles extenseurs et fléchisseurs sont illustrés figures III.25 et III.28. Les valeurs du couple estimé sont sensiblement proches des valeurs mesurées avec des EQM égales à 0.6 et 0.5 en ce qui concerne respectivement les muscles extenseurs et les muscle fléchisseurs. Le coefficient de détermination ajusté \bar{R}^2 est, quant à lui, égal à 0.9 pour les muscles extenseurs, et à 0.85 pour les muscles fléchisseurs. Ces résultats montre ainsi qu'environ 85% des variations des mesures sont expliquées par le modèle.

Le couple estimé ainsi que l'intervalle de confiance à 95% des estimations concernant les muscles extenseurs et fléchisseurs sont représentés respectivement figures III.26 et III.29. On peut aussi conclure que l'estimation est statistiquement fiable compte tenu de la valeur de l'écart-type $\sigma_{\hat{y}}$ qui reste acceptable (Tableau III.6).

Les figures III.27 et III.30 représentent les histogrammes des écarts entre les valeurs réelles et celles estimées par le modèle, respectivement pour les muscles extenseurs et les muscles

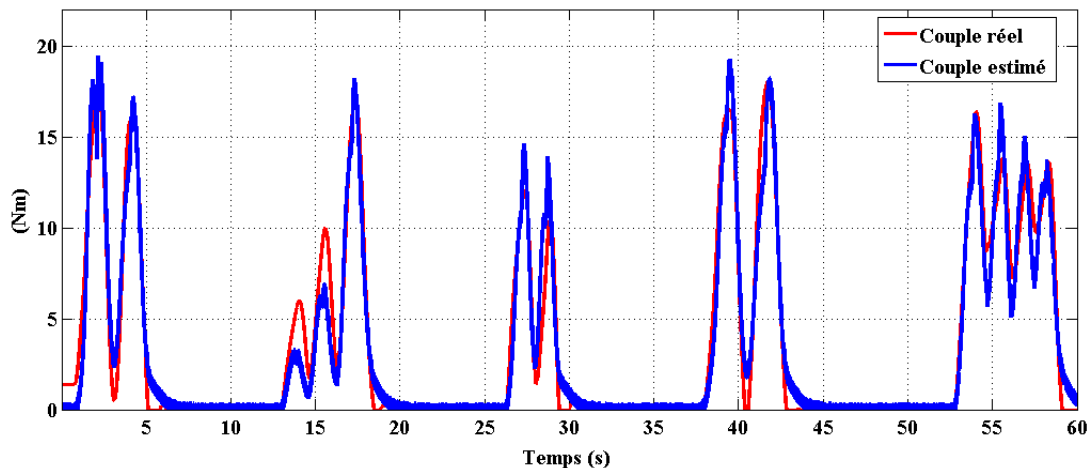


Figure III.25 – Résultats de la validation croisée relative à l’identification des paramètres des muscles extenseurs de l’articulation du genou : couples estimé et réel

fléchisseurs. On peut observer, là encore, que ces erreurs suivent une loi normale et vérifient l’hypothèse de base des moindres carrés.

III.6 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons développé les modèles de connaissances nécessaires pour la mise en œuvre de commandes assistives de l’exosquelette, notamment celles basées sur l’intention du sujet porteur. Nous avons ainsi développé deux modèles caractérisant le mouvement de l’ensemble Exosquelette/Membre inférieur du porteur. Dans le premier modèle, l’exosquelette est supposé rigidement attaché à la jambe et la cuisse du porteur pour ne former qu’un seul système effectuant des mouvements autour de l’articulation du genou. Dans le second modèle, l’exosquelette est supposé attaché de manière souple au membre inférieur, formant ainsi deux sous-systèmes inter-connectés, du fait de la raideur limitée de la peau et des tissus, et de la compliance du système de fixation de l’exosquelette. Pour aboutir à un modèle de comportement suffisamment réaliste des complexes muscle-tendons de l’articulation du genou, nous avons développé un modèle phénoménologique de type Hill. Ce modèle biomécanique présente l’intérêt d’être simple à mettre en œuvre, d’être facilement analysable à partir des outils méthodologiques de la mécanique classique. Pour la modélisation de la dynamique d’activation et de désactivation musculaire, nous nous sommes appuyés sur le modèle bi-linéaire de Zajac. Concernant l’estimation de l’intention de mouvement du porteur au niveau de l’articulation du

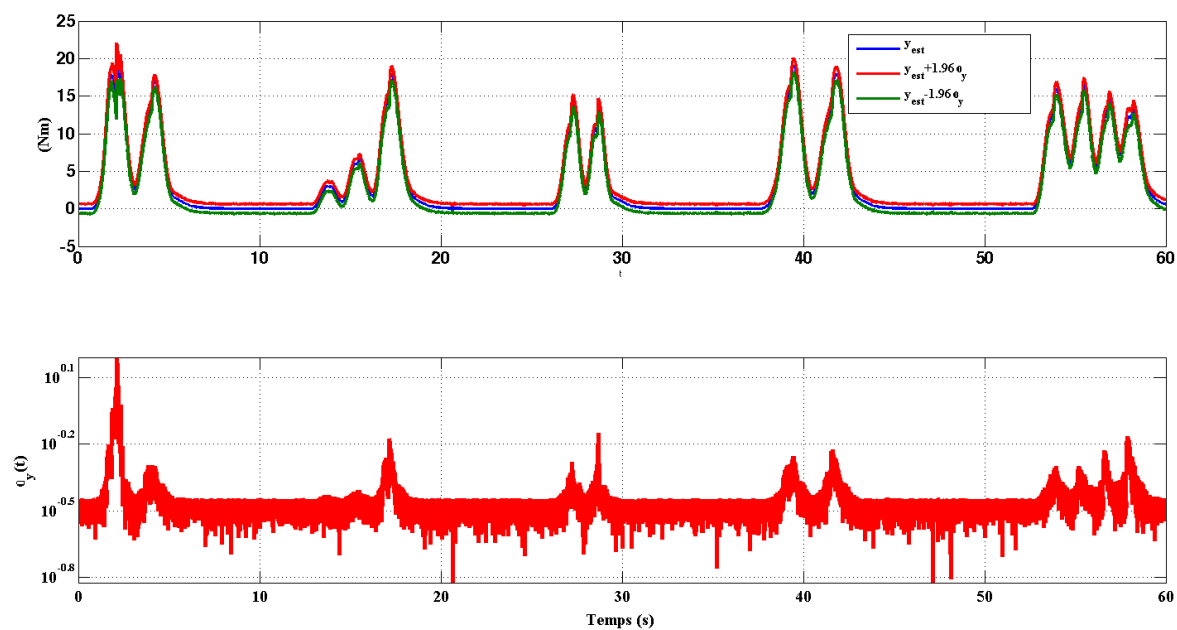


Figure III.26 – Intervalle de confiance à 95% du couple estimé. Cas des muscles extenseurs

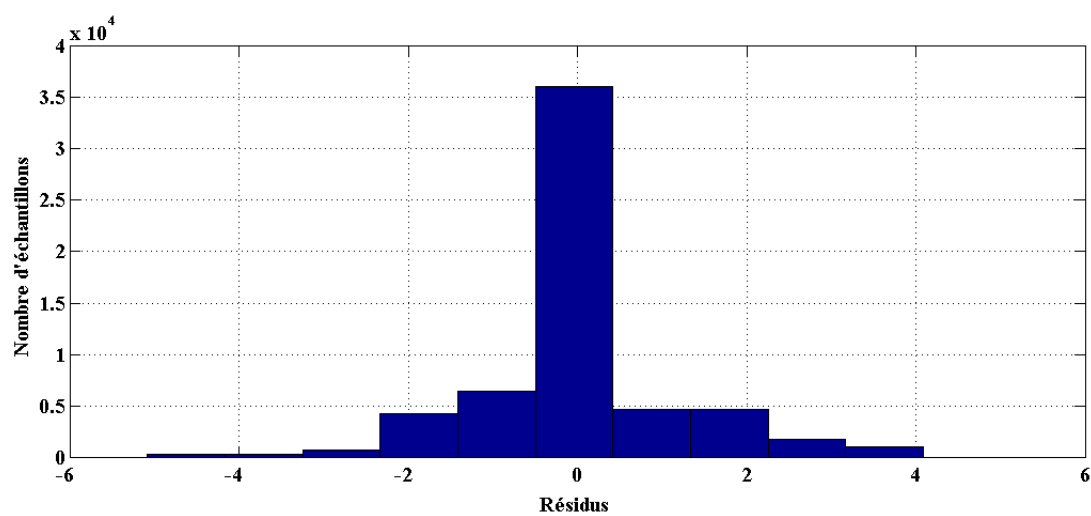


Figure III.27 – Histogramme des résidus. Identification des modèles des muscles extenseurs

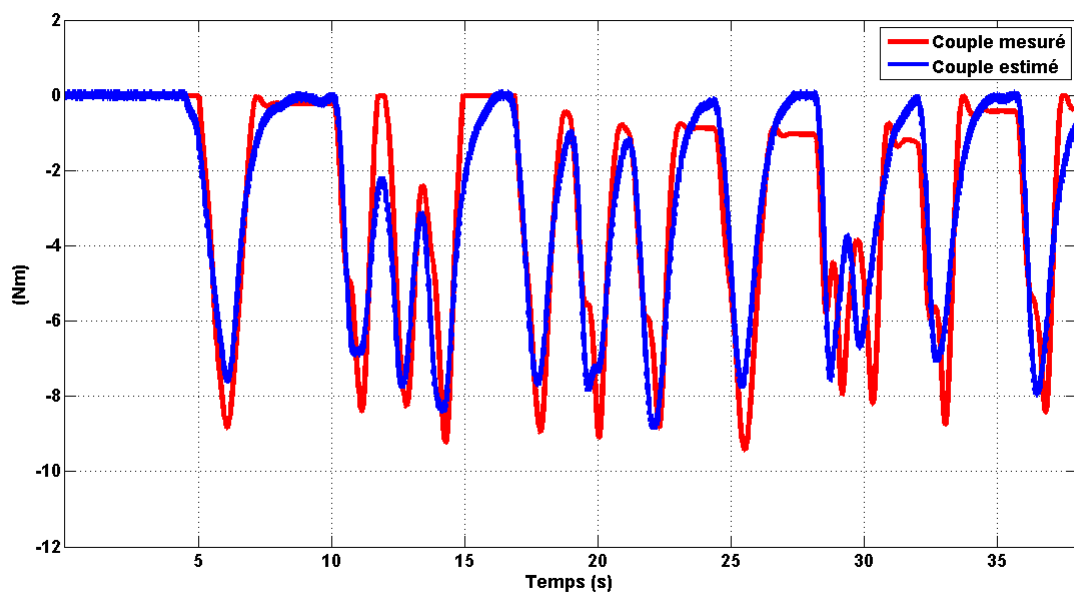


Figure III.28 – Validation croisée du résultat de l'identification des paramètres des muscles fléchisseurs de l'articulation du genou

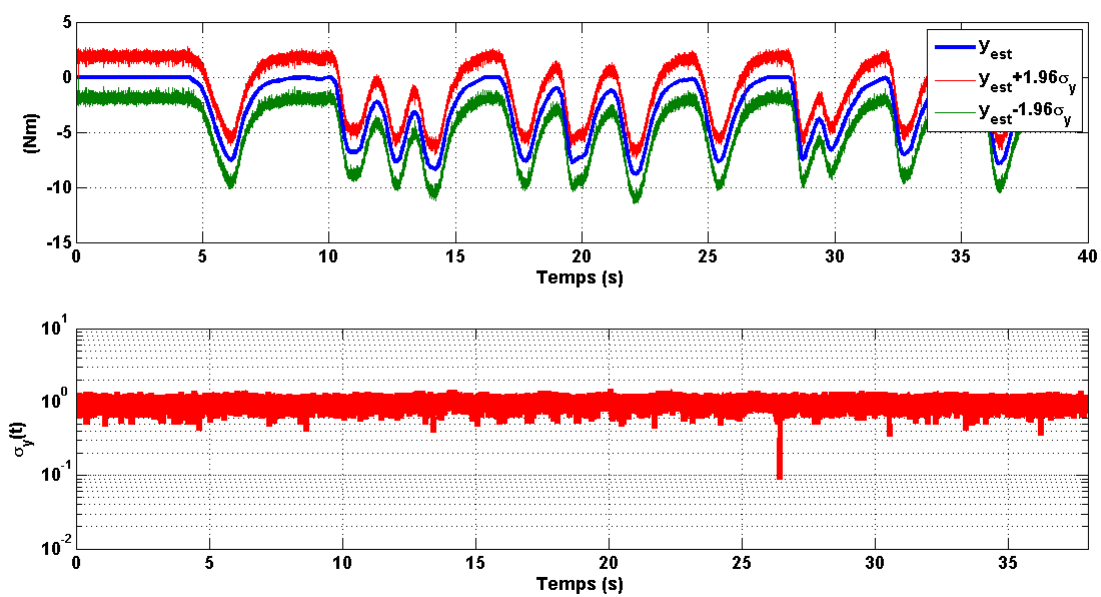


Figure III.29 – Intervalle de confiance à 95% du couple estimé. Cas des muscles fléchisseurs

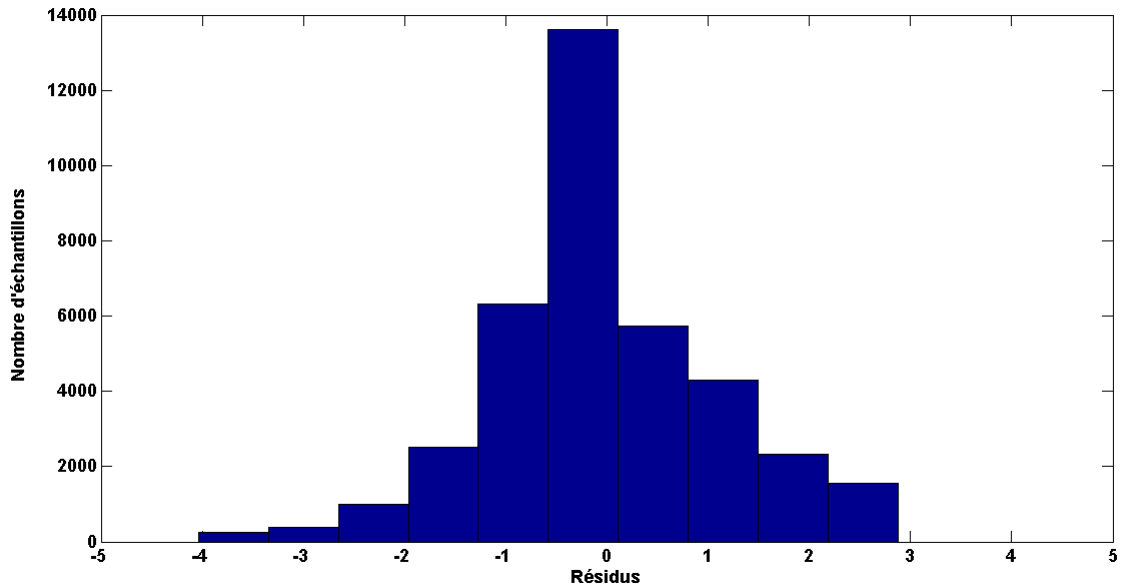


Figure III.30 – Histogramme des résidus. Identification du modèle des muscles fléchisseurs

genou, nous avons développé un modèle anatomique planaire générique de type quasi-statique du membre inférieur, basé sur des données de la littérature provenant d'études anatomiques et biomécaniques de spécimens cadavériques. Dans l'optique de faciliter l'implémentation et l'exploitation en temps réel de ce modèle dans des schémas de commandes assistives, nous avons développé un modèle musculo-squelettique polynomial qui, d'une part, offre le même niveau de réalisme et de précision que le modèle musculo-squelettique générique anatomique, et d'autre part, ne nécessite pas l'emploi de méthodes d'optimisation gourmandes en temps de calcul. Enfin, les modèles proposés ont été validés à travers des validations croisées et des tests statistiques.

Chapitre IV

Commandes assistives et analyse de stabilité

IV.1 Introduction

Ce chapitre est consacré à la proposition d'un ensemble de commandes assistives destinées à guider ou à assister, via l'exosquelette, un sujet dans un contexte d'assistance à la rééducation. Ce contexte applicatif impose une sécurité maximale pour le porteur puisque ce dernier est en contact direct avec le robot. C'est pourquoi garantir la stabilité et la robustesse des commandes proposées est une problématique clé dans le cadre de cette thèse.

Dans la première partie de ce chapitre, nous passons en revue les outils mathématiques habituellement utilisés pour l'étude de la stabilité. Dans la suite du chapitre, nous présentons tout d'abord une commande basée sur la théorie de la passivité. La méthodologie de synthèse de ce type de commandes est liée directement à la nature et aux caractéristiques physiques du système à commander. Par la suite, nous procédons à la synthèse d'une commande par saturation permettant de borner les entrées de commande tout en assurant la stabilité globale du système. Dans la dernière partie du chapitre, nous présentons la formulation détaillée et l'analyse de stabilité de commandes assistives développées pour l'assistance à la rééducation de l'articulation du genou. Cette étude concerne plusieurs types de commandes en mode actif-aidé (ou assistance au besoin) : la commande basée sur la passivité, la commande par saturation et la commande basée sur la dynamique d'interaction.

IV.2 Stabilité et méthodes de commande

IV.2.1 Stabilité des systèmes dynamiques

Dans ce qui suit, nous exposons les outils théoriques permettant d'étudier la stabilité d'un système dynamique. Trois théories sont abordées : (i) la stabilité au sens de Lyapunov ; (ii) le

principe de l'invariance de LaSalle, et (iii) la stabilité au sens du gain entrée-sortie.

IV.2.1.1 Stabilité au sens de Lyapunov

La stabilité au sens de Lyapunov repose sur l'idée, selon laquelle, si l'énergie totale d'un système est dissipée, alors ce système doit être stable. Par conséquent, il suffit de trouver une fonction V dite de Lyapunov pouvant quantifier l'énergie contenue dans le système et d'en étudier l'évolution à travers le temps. Ainsi, il est possible de conclure quant à la stabilité du système sans recourir à la résolution du système d'équations différentielles caractérisant son comportement.

Les concepts de base de la théorie de Lyapunov auxquels nous nous intéressons sont : l'équilibre et la stabilité, et en particulier la stabilité asymptotique. Dans ce paragraphe, nous présentons les concepts de base et les théorèmes relatifs à la stabilité au sens de Lyapunov, et en particulier, la seconde méthode dite de Lyapunov, appelée aussi méthode directe de Lyapunov.

L'objectif principal dans la théorie de la stabilité de Lyapunov est d'étudier le comportement d'un système dynamique décrit par un système d'équations différentielles de la forme :

$$\dot{x} = f(t, x), \quad x \in \mathbb{R}^n, \quad t \in \mathbb{R}_+ \quad (\text{IV.1})$$

où x représente le vecteur d'état du système décrit par l'équation d'état [IV.1](#). La solution de ce système d'équations différentielles, notée $x(t, t_o, x(t_o))$, représente l'état du système à l'instant t , et $x(t_o) \in \mathbb{R}^n$ son état initial, c'est-à-dire à l'instant initial $t_o \geq 0$.

La fonction f est définie comme suit $f : \mathbb{R}_+ \times \mathbb{R}^n \rightarrow \mathbb{R}^n$. Elle est continue par rapport à t , et x est telle que :

- l'équation [IV.1](#) a une solution unique correspondant à chaque condition initiale $t_o, x(t_o)$;
- la solution $x(t, t_o, x(t_o))$ dépend continûment des conditions initiales $t_o, x(t_o)$.

Si l'équation [IV.1](#) ne dépend pas explicitement du temps, alors le système est dit autonome et l'équation le régissant s'écrit :

$$\dot{x} = f(x), \quad x \in \mathbb{R}^n \quad (\text{IV.2})$$

Définition 1 [*point d'équilibre*] : Soit $x_e \in \mathbb{R}^n$ le vecteur représentant l'état d'équilibre du système [IV.1](#), tel que :

$$f(t, x_e) = 0 \quad \forall t \geq 0 \quad (\text{IV.3})$$

Si l'état initial $x(t_o) \in \mathbb{R}^n$ est un équilibre ($x(t_o) = x_e \in \mathbb{R}^n$), alors :

- $x(t) = x_e \quad \forall t \geq t_o \geq 0$
- $\dot{x}(t) = 0 \quad \forall t \geq t_o \geq 0$

Dans ce qui suit, tous les points d'origine sont supposés être à l'origine de \mathbb{R}^n , i.e., $x = 0$. Pour $\bar{x} \neq 0$, il convient d'effectuer le changement de variable suivant : $y = x - \bar{x}$.

Définition de la stabilité au sens de Lyapunov : Dans ce paragraphe, nous présentons le principe de stabilité des points d'équilibre des équations différentielles de la forme IV.1.

Définition 2 [stabilité] : L'origine est un point d'équilibre stable au sens de Lyapunov si pour chaque $\varepsilon > 0$ et $t_o > 0$, il existe une fonction $\delta = \delta(t_o, \varepsilon) > 0$, telle que :

$$\|x(t_o)\| < \delta \Rightarrow \|x(t)\| < \varepsilon \quad \forall t \geq t_o > 0 \quad (\text{IV.4})$$

Le principe de stabilité, illustré figure IV.1, se traduit par une trajectoire ayant un état initial $x(t_o) \in \mathbb{R}^2$ tel que l'origine $x = 0 \in \mathbb{R}^2$ est un point d'équilibre stable. On peut remarquer sur la même figure que ε et δ satisfont la condition de stabilité IV.4

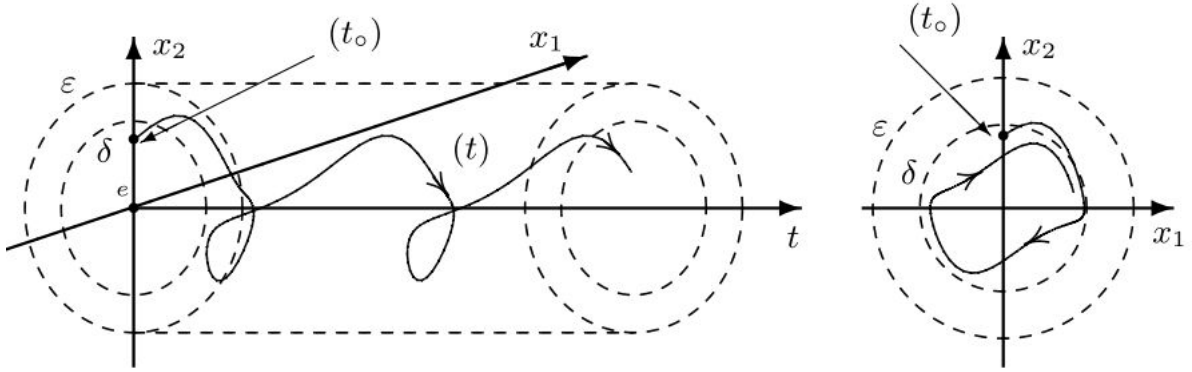


Figure IV.1 – Notion de stabilité au sens de Lyapunov [39]

Définition 3 [stabilité asymptotique] : L'origine est un point d'équilibre asymptotiquement stable de l'équation IV.1 si :

1. l'origine est stable ;
2. l'origine est attractive, i.e. pour chaque $t_o \geq 0$, il existe $\delta' = \delta'(t) > 0$, tel que :

$$\|x(t_o)\| < \delta' \Rightarrow \|x(t)\| \rightarrow 0 \quad \text{quand } t \rightarrow \infty \quad (\text{IV.5})$$

La figure IV.2 illustre les concepts de stabilité asymptotique et d'origine dans le cas où $x(t_o) \in \mathbb{R}^2$

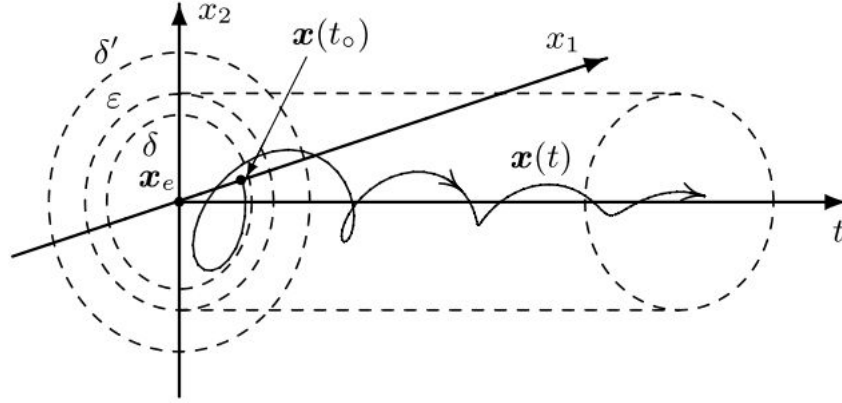


Figure IV.2 – Stabilité asymptotique au sens de Lyapunov [39]

Définition 4 [stabilité asymptotique globale] : L'origine est un point d'équilibre global asymptotiquement stable de l'équation IV.1 si :

1. l'origine est stable ;
2. l'origine est globalement attractive, i.e. :

$$\|x(t)\| \rightarrow 0 \quad \text{quand } t \rightarrow \infty, \quad \forall x(t_o) \in \mathbb{R}^n, \quad t_o \geq 0 \quad (\text{IV.6})$$

Méthode directe de Lyapunov : Dans ce qui suit, nous présentons les résultats fondamentaux de la théorie de la stabilité au sens de Lyapunov, à travers les théorèmes concernant : la stabilité, la stabilité uniforme, la stabilité asymptotique globale et la stabilité (uniforme) asymptotique globale.

Théorème 1 [stabilité et stabilité uniforme] : L'origine est un point d'équilibre stable de l'équation IV.1, s'il existe une fonction candidate de Lyapunov (i.e. localement définie positive et ayant des dérivées continues par rapport à t et x), telle que sa dérivée temporelle totale satisfait l'inégalité suivante :

$$\dot{V}(t, x) \leq 0, \quad \forall t \geq 0 \quad \text{pour des petits } \|x\| \quad (\text{IV.7})$$

Par ailleurs, si $V(t, x)$ est de plus décroissante pour des petits $\|x\|$, alors l'origine est uniformément stable.

Théorème 2 [Stabilité asymptotique globale et Stabilité asymptotique globale uniforme] : L'origine est un point d'équilibre uniformément stable de l'équation IV.1, respectivement, de l'équation IV.2. Il est globalement asymptotiquement stable s'il existe une fonction candidate de Lyapunov $V(t, x)$, respectivement $V(x)$, radialement non-bornée et globalement définie positive, telle que sa dérivée temporelle est globalement définie positive. De plus, si la fonction $V(t, x)$ est décroissante, alors l'origine est globalement uniformément asymptotiquement stable.

IV.2.1.2 Principe d'invariance de LaSalle

Dans la théorie de la commande des systèmes dynamiques, et en particulier, dans l'analyse de la stabilité d'un système, il est souvent difficile de trouver une fonction de Lyapunov avec une dérivée définie négative. Cela ne signifie pas que l'origine du système est instable, mais, seulement, qu'aucune conclusion ne peut être tirée quant à la stabilité de ce système.

Pour les systèmes autonomes décrits par l'équation IV.2, il existe des méthodes basées sur des conditions plus restrictives mais beaucoup plus simples à vérifier. On peut citer le principe d'invariance de LaSalle, qui est largement utilisé dans l'analyse des systèmes de commande de robots. Le théorème suivant, version simplifiée du principe d'invariance de LaSalle, est particulièrement intéressant à exploiter pour la synthèse des commandes proposées dans le cadre de cette thèse.

Théorème 3 [LaSalle] : Soit un système autonome décrit par l'équation IV.1 dont l'origine $x = 0 \in \mathbb{R}^n$ est un point d'équilibre. Supposons qu'il existe une fonction candidate de Lyapunov globalement définie positive et radialement non-bornée, telle que :

$$\dot{V} \leq 0 \quad \forall x \in \mathbb{R}^n \quad (\text{IV.8})$$

Définissons l'espace Ω suivant :

$$\Omega = \{x \in \mathbb{R}^n : \dot{V}(x) = 0\} \quad (\text{IV.9})$$

Si $x(0) = 0$ est le seul état initial dans Ω , correspondant à une solution $x(t)$ à l'intérieur de Ω (i.e. $x(t) \in \mathbb{R}^n \quad \forall t \geq 0$), alors l'origine $x = 0 \in \mathbb{R}^n$ est globalement asymptotiquement stable.

Notons que l'application du théorème de LaSalle pour prouver la stabilité asymptotique globale d'un système n'impose pas que $V(x)$ soit une fonction définie négative.

IV.2.1.3 Stabilité au sens gain- \mathfrak{L}_2 fini

Contrairement à la stabilité au sens de Lyapunov où l'on ne considère que la fonction d'énergie, la stabilité au sens gain- \mathfrak{L}_2 fini repose sur la propriété entrée-sortie du système et non sur sa structure interne. Cette stabilité est une généralisation de la notion de gain statique des systèmes linéaires aux systèmes dynamiques non-linéaires. Le gain γ d'un système S représente la plus grande amplification de la sortie y du système par rapport à son entrée u .

Définissons tout d'abord l'espace des signaux concernés par cette stabilité. Soient un signal $f(t)$ sous forme d'une fonction de $\mathbb{R}_+ \rightarrow \mathbb{R}^n$ et sa norme-2 \mathfrak{L}_2 (appelée aussi la norme énergie), définie comme suit :

Définition 5 [\mathfrak{L}_2 et normes \mathfrak{L}_2] : La norme \mathfrak{L}_2 d'un signal $f : \mathbb{R}_{\geq 0} \rightarrow \mathbb{R}^n$, notée $\|f(t)\|_{2T}$, est définie comme suit :

$$\|f(t)\|_{2T} = \sqrt{\left(\int_0^T \|f(t)\|^2 dt\right)} \quad (\text{IV.10})$$

La norme \mathfrak{L}_2^n du signal f , notée $\|f(t)\|_2$, est définie par :

$$\|f(t)\|_2 = \lim_{T \rightarrow \infty} \|f(t)\|_{2T} \quad (\text{IV.11})$$

Ainsi tout signal ayant une norme-2 $\|f(t)\|_2 < \infty$ appartient à l'espace \mathfrak{L}_2 .

À partir de cette définition, nous définissons le gain d'un système comme suit :

$$S(s) = \frac{y(s)}{u(s)} \quad (\text{IV.12})$$

où s représente l'opérateur de Laplace.

Définition 6 [Gain d'un système] : Un système S est une relation $Y = S(u)$ entre deux espaces de signaux. Le gain de ce système est défini comme suit :

$$\gamma(S) = \sup_{u \in \mathfrak{L}_2} \frac{\|y\|_2}{\|u\|_2} = \sup_{u \in \mathfrak{L}_2} \frac{S(u)}{\|u\|_2} \quad (\text{IV.13})$$

Les signaux physiques étant toujours à durée finie, nous définissons l'espace- \mathfrak{L}_{2e} pour ne s'intéresser qu'à un intervalle de temps donné ; e désignant «étendu ».

Définition 7 (espace- \mathfrak{L}_{2e}) : La fonction $f : \mathbb{R}_+ \rightarrow \mathbb{R}^n$ appartient à l'espace \mathfrak{L}_{2e} si et seulement si :

$$\|f(t)\|_{2T} < \infty \quad (\text{IV.14})$$

Les définitions énoncées ci-dessus peuvent être interprétées physiquement comme suit : si le signal $f(t)$ correspond par exemple à une puissance mécanique, alors \mathfrak{L}_2 représente la quantité d'énergie dissipée pendant un intervalle de temps T donné.

Stabilité \mathfrak{L}_2 : Un système est \mathfrak{L}_2 -stable s'il associe à des entrées \mathfrak{L}_2 , des sorties \mathfrak{L}_2 . On parle plus généralement de degré de stabilité ou de stabilité au sens *Gain- \mathfrak{L}_2*

IV.2.2 Commande basée sur la passivité

La synthèse de lois de commande constitue toujours un challenge de recherche important du fait de la complexité inhérente à la majorité des systèmes dynamiques non-linéaires dont les robots constituent une classe particulière. Dans de nombreuses applications, il est nécessaire de garantir de bonnes performances aussi bien en termes de précision qu'en termes de robustesse en présence de perturbations externes ou d'incertitudes paramétriques. L'une des approches les plus utilisées est la commande linéarisante [115]. Elle consiste à compenser les non-linéarités du robot en linéarisant le comportement du robot en boucle fermée. Cette méthode s'appuie sur une méthodologie générale de la théorie des systèmes qui ignore les caractéristiques intrinsèques des robots.

Parmi les autres approches de commande, on peut aussi citer la commande basée sur la passivité. Cette dernière exploite la nature passive (au sens littéral du terme) des robots et leurs caractéristiques énergétiques [116]. Son principe repose sur l'idée, selon laquelle, il est possible, à travers une loi de commande appropriée, de remodeler l'énergie naturellement présente dans un robot à des fins de stabilisation asymptotique. Il s'agit de conserver la propriété de passivité du robot en boucle fermée. Sur la base de ce principe, Takegaki et Arimoto [117] ont proposé une loi de commande dans un contexte de régulation. Ces travaux ont été ensuite étendus par Paden et Panja [118] au cas de la poursuite d'une trajectoire de référence. Par la suite, une amélioration de la méthode a été proposée par Slotine et Li [119] pour la commande adaptative des robots.

Afin d'illustrer les fondements mathématiques de cette approche, nous donnons dans ce qui suit la définition d'un système passif, les conditions de stabilité de ce type de systèmes,

puis, nous exposons la méthodologie globale de synthèse d'une loi de commande basée sur la passivité.

IV.2.2.1 Généralités sur les systèmes passifs

La passivité est une propriété fondamentale caractérisant tout système physique et qui peut être définie en termes de dissipation et de transformation d'énergie. Il s'agit d'une propriété entrée-sortie inhérente à tout système, dans le sens où elle quantifie le bilan énergétique d'un système lorsqu'il est soumis à des forces extérieures pour générer une certaine sortie [120].

Soit le système suivant :

$$\dot{x} = f(x, u) \quad (\text{IV.15})$$

$$y = h(x, u) \quad (\text{IV.16})$$

où :

- $f : \mathbb{R}^n \times \mathbb{R}^p \rightarrow \mathbb{R}^n$ est une fonction localement Lipschitzienne par rapport à (x, u) avec $f(0, 0) = 0$;
- $h : \mathbb{R}^n \times \mathbb{R}^p \rightarrow \mathbb{R}^n$ est une fonction continue par rapport à x pour tout $x \in \mathbb{R}^n$ avec $h(0, 0) = 0$

Définition 8 [système passif] : Le système IV.15 est dit passif s'il existe une fonction $V(x)$ de type \mathcal{C}^1 semi-définie positive, telle que :

$$u^T y \geq \dot{V} = \frac{\partial V}{\partial x} f(x, u), \quad \forall (x, u) \in \mathbb{R}^n \times \mathbb{R}^m \quad (\text{IV.17})$$

Par ailleurs, le système est dit :

- **à entrée strictement passive** si $u^T y \geq \dot{V} + u^T \psi(u)$ pour une certaine fonction $\psi(u)$.
- **à sortie strictement passive** si $u^T y \geq \dot{V} + u^T \rho(u)$ et $y\rho(y) > 0, \forall u \neq 0$.
- **strictement passif** si $u^T y \geq \dot{V} + \Psi(x)$ où $\Psi(x)$ est une fonction définie positive.

IV.2.2.2 Stabilité des systèmes passifs

Les concepts fondamentaux qui se rapportent à la stabilité des systèmes passifs au sens de Lyapunov sont la détectabilité et l'observabilité de l'état zéro [120].

Lemme 1 [stabilité des systèmes passifs] : Si le système IV.18 est passif avec une fonction d'énergie définie-positive $V(x)$, alors l'origine de $\dot{x} = f(x, 0)$ est stable.

Définition 9 [état zéro observable] : Le système IV.18 est à état zéro observable si aucune solution de $\dot{x} = f(x, 0)$ ne peut rester identiquement nulle dans l'espace $h(x) = 0$ sauf la solution triviale $x(t) \equiv 0$.

Lemme 2 [stabilité asymptotique] : En considérant le système IV.18, l'origine de $\dot{x} = f(x, 0)$ est asymptotiquement stable si le système est :

- strictement passif
- à sortie strictement passive
- à état zéro observable

Par ailleurs, si la fonction d'énergie est radialement non-bornée, alors, l'origine $\dot{x} = f(x, 0)$ est globalement asymptotiquement stable.

Enfin, la stabilité au sens *gain- \mathfrak{L}_2 fini* des systèmes passifs est définie par le lemme suivant :

Lemme 3 [Stabilité \mathfrak{L}_2] : Si le système IV.18 est à sortie strictement passive avec $u^T y \geq \dot{V} + \delta y^T y$ pour un certain $\delta > 0$, alors le système est à gain-fini \mathfrak{L}_2 stable, et son gain \mathfrak{L}_2 est inférieur ou égal à $\frac{1}{\delta}$.

IV.2.2.3 Commande basée sur la passivité : formulation générale

La commande basée sur la passivité consiste à rendre le système passif en boucle fermée. Soit le système suivant :

$$\dot{x} = f(x, u) \quad (\text{IV.18})$$

$$y = h(x) \quad (\text{IV.19})$$

où :

- f est une fonction localement Lipschitzienne par rapport à (x, u) ;
- h est une fonction continue par rapport à x pour tout $x \in \mathbb{R}^n$

Supposons que $f(0, 0) = 0$ de telle sorte que l'origine $x = 0$ soit un point d'équilibre du système en boucle ouverte, et que $h(0) = 0$.

Si le système IV.18 est :

- passif ;

— et à état zéro observable.

alors son origine $x = 0$ peut être globalement stabilisée par une loi de commande u , telle que :

$$u = -\psi(y) \quad (\text{IV.20})$$

où ψ est une fonction localement Lipschitzienne, telle que $\psi(0) = 0$ et $y^T \psi(y) > 0 \quad \forall y \neq 0$. Par le principe d'invariance de LaSalle, l'origine est asymptotiquement stable [121].

IV.2.2.4 Commande d'un robot manipulateur basée sur la passivité

Soit l'équation standard décrivant la dynamique d'un robot manipulateur à n degrés de libertés :

$$M(q)\ddot{q} + C(q, \dot{q}) + G(q) = \tau \quad (\text{IV.21})$$

avec :

- $M(q)$: la matrice d'inertie $[n \times n]$
- $C(q, \dot{q})\dot{q}$: le vecteur $[n \times 1]$ des efforts de Coriolis et centrifuges ;
- $G(q)$: le vecteur $[n \times 1]$ des efforts gravitationnels ;
- τ : le vecteur $[n \times 1]$ représentant les entrées de commande.

Propriété 1 : La classe des robots manipulateurs est passive de τ à \dot{q} , tel que :

$$\int_0^t \dot{q}^T(s) \tau(s) ds \geq -\beta \quad (\text{IV.22})$$

avec : $\beta = H_0(q(0), \dot{q}(0)) > 0$.

$H_0(q, \dot{q})$ représente l'énergie totale du système IV.21, et s'écrit :

$$H_0(q, \dot{q}) = \frac{1}{2} \dot{q}^T M(q) \dot{q} + P(q) \quad (\text{IV.23})$$

où $P(q)$ est l'énergie potentielle dont le minimum correspond à $q = 0$

Propriété 2 : En définissant $C(q, \dot{q})$ par les symboles de Christoffel, la matrice $\dot{M}(q) - 2C(q, \dot{q})$ est antisymétrique.

Dans ce qui suit, l'objectif est de synthétiser une loi de commande permettant de ramener le robot à une position désirée q_d et une vitesse désirée \dot{q}_d , sachant sa position courante q et sa vitesse courante \dot{q} . Du point de vue énergétique, le système se stabilise lorsque son énergie globale est minimale. Par conséquent, le rôle d'une commande basée sur la passivité consiste à minimiser l'énergie du système (initialement minimale à $(q, \dot{q}) = (0, 0)$) dans les états $(e, \dot{q}) =$

$(0, 0)$ dans le cas d'une régulation, et dans les états $(e, \dot{e}) = (0, 0)$ dans le cas d'une poursuite. $e = (q - q_d)$ et $\dot{e} = (\dot{q} - \dot{q}_d)$ représentent respectivement, l'erreur en position et l'erreur en vitesse.

Approche de Takegaki et Arimoto [117] : La commande proposée par Takegaki et Arimoto concerne le cas de la régulation. Le couple de commande est défini comme suit :

$$\tau = G(q) - K_p e + \nu \quad (\text{IV.24})$$

où ν représente une entrée de commande additionnelle. Le choix de cette entrée doit permettre de transformer la fonction d'énergie du système IV.21 en boucle ouverte en une fonction d'énergie en boucle fermée égale à :

$$H_1(e, \dot{q}) = \frac{1}{2} \dot{q}^T M(q) \dot{q} + \frac{1}{2} e^T K_p e \quad (\text{IV.25})$$

Nous pouvons facilement vérifier que :

$$\dot{H}_1(e, \dot{q}) = \dot{q}^T \nu \quad (\text{IV.26})$$

Par conséquent, la stabilité du système en boucle fermée est garantie du fait que le système est passif de ν jusqu'à \dot{q} .

Comme :

$$\int_0^t \dot{q}^T(s) \nu(s) ds \geq -H_1(e(0), \dot{q}(0)) \quad (\text{IV.27})$$

pour stabiliser le système, le terme d'amortissement suivant est ajouté :

$$\nu = -K_d \dot{q} \quad (\text{IV.28})$$

Le principe d'invariance de LaSalle peut être ensuite utilisé pour prouver la stabilité asymptotique du système.

Approche de Paden et Panja [118] : Dans le cas d'une poursuite de trajectoire, l'origine du système n'est plus $(q, \dot{q}) = (0, 0)$ mais $(e, \dot{e}) = (0, 0)$. Pour ce faire, Paden et Panja [118] ont proposé la loi de commande suivante :

$$\tau = M(q) \ddot{q}_d + C(q, \dot{q}) \dot{q}_d + G(q) - K_p e + \nu \quad (\text{IV.29})$$

avec :

$$\nu = -K_d \dot{e} \quad (\text{IV.30})$$

Cette loi de commande rend le système passif entre l'entrée ν et la sortie \dot{e} . Une telle propriété est facilement vérifiable en évaluant la dérivée temporelle de la fonction d'énergie :

$$H_1(e, \dot{e}) = \frac{1}{2} \dot{e}^T M(q) \dot{e} + \frac{1}{2} e^T K_p e \quad (\text{IV.31})$$

Pour prouver la convergence asymptotique de l'erreur, les auteurs ont utilisé le théorème de Matrosov. Notons que cette approche n'est qu'une extension de la loi de commande proposée par Takegaki et Arimoto [117].

Approche de Slotine et Li [119] : L'approche de Slotine et Li [119], inspirée des modes glissants, est principalement utilisée pour la commande adaptative des robots manipulateurs. Les auteurs ont proposé la loi de commande suivante :

$$\tau = M(q) \ddot{q}_r + C(q, \dot{q}) \dot{q}_r + G(q) - K_p e + \nu \quad (\text{IV.32})$$

avec :

$$\nu = -K_d s_1 \quad (\text{IV.33})$$

$$\dot{q}_r = \dot{q}_d - \lambda_1 e \quad (\text{IV.34})$$

$$s_1 = \dot{q} - \dot{q}_r = \dot{e} + \lambda_1 e \quad (\text{IV.35})$$

Ici, $\lambda_1 = \lambda_1^T > 0$, $K_d = K_d^T > 0$, et $K_p = K_p^T > 0$.

Les auteurs ont supposé aussi les paramètres K_p , K_d et λ_1 constants.

La loi de commande IV.29, proposée par Slotine et Li, rend le système en boucle fermée strictement passif de ν à s_1 .

Soit la fonction d'énergie suivante :

$$H_1(e, s_1) = \frac{1}{2} s_1^T M(q) s_1 + \frac{1}{2} e^T K_p e \quad (\text{IV.36})$$

L'équation décrivant la dynamique en boucle fermée du système décrit par le modèle dynamique IV.21, s'écrit :

$$M(q)\dot{s} + C(q, \dot{q})s_1 + K_p e = \nu \quad (\text{IV.37})$$

Avec l'ajout de la nouvelle entrée de commande ν , la dérivée temporelle de la fonction d'énergie H_1 devient :

$$\dot{H}_1(e, s_1) = -s_1^T K_d s_1 - e^T \lambda_1 K_p e \quad (\text{IV.38})$$

avec $\dot{H}_1(e, s_1) \leq 0$, et ainsi, la convergence globale asymptotique est garantie.

Dans ce paragraphe, nous avons présenté deux approches basées sur la théorie de la passivité pour la commande d'un robot manipulateur. Dans le chapitre suivant, nous verrons comment la propriété de passivité peut être adaptée et exploitée pour développer des commandes assistives du système Exosquelette-membre inférieur, et comment il est possible d'intégrer non seulement les propriétés physiques de l'exosquelette mais aussi celles du porteur afin de stabiliser asymptotiquement le système.

IV.2.3 Commande par saturation

IV.2.3.1 Principe

Dans tout système robotique, la saturation d'un actionneur engendre des non-linéarités qui peuvent dégrader le fonctionnement de l'actionneur et affecter son rendement. De plus, le phénomène de saturation a une incidence sur le comportement de l'ensemble du système, et notamment sa stabilité. Il peut être source de danger pour un humain en interaction directe avec un tel système, ce qui est le cas dans cette thèse. Pour y remédier et prévenir la saturation des actionneurs du système, l'idée consiste à saturer le couple de commande u , de telle sorte que :

$$-\bar{u} \leq u \leq \bar{u} \quad (\text{IV.39})$$

où $-\bar{u}$ et \bar{u} représentent les bornes de l'entrée de commande.

La fonction de saturation classique $\text{sat}_M(\cdot)$, bornée entre $\pm M$, est définie par :

$$\text{sat}_M(x) = \begin{cases} x & \text{si } |x| \leq M \\ M \text{ sign}(x) & \text{si } |x| > M \end{cases} \quad (\text{IV.40})$$

où M est appelée borne de saturation et $\text{sign}(\cdot)$ représente la fonction signe, telle que :

$$\text{sign}(x) = \begin{cases} 1 & \text{si } x \geq 0 \\ -1 & \text{si } x < 0 \end{cases} \quad (\text{IV.41})$$

IV.2.3.2 Méthodes de commande par saturation

Plusieurs méthodes de commande par saturation ont été proposées dans la littérature pour la stabilisation globale des systèmes linéaires. On en distingue principalement deux :

- la méthode basée sur les saturations imbriquées [122] ;
- la méthode basée sur les sommes de saturations [123].

Ces deux commandes ont été développées pour la commande d'une classe de systèmes décrite par une chaîne d'intégrateurs, c'est-à-dire dont l'équation d'état s'écrit :

$$\dot{x} = Ax + Bu \quad (\text{IV.42})$$

$$\text{où } x \in \mathbb{R}^n, \quad u \in \mathbb{R} \text{ et : } A = \begin{bmatrix} 0 & 1 & 0 & \dots & 0 \\ . & . & 1 & . & . \\ . & . & . & . & 0 \\ 0 & . & . & 0 & 1 \\ 0 & . & . & . & 0 \end{bmatrix} \text{ et}$$

$$B = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ . \\ . \\ 1 \end{bmatrix}$$

Méthode de Teel [122] : La commande initialement proposée par Teel est basée sur des saturations imbriquées. Elle s'appuie sur le changement de coordonnées suivant [122] :

$$y_{n-i} = \sum_{j=0}^i \frac{i!}{j!(i-j)!} x_{n-j} \quad (\text{IV.43})$$

et dont le changement de coordonnées inverse est donné par :

$$x_{n-i} = \sum_{j=0}^i (-1)^{i+j} \frac{i!}{j!(i-j)!} y_{n-j} \quad (\text{IV.44})$$

Ce changement de coordonnées inverse transforme le système IV.42 en le système suivant :

$$\dot{y}_i = \sum_{k=i+1}^n y_k + u, \quad \text{pour } i \in \{1, \dots, n-1\} \quad (\text{IV.45})$$

$$\dot{y}_n = u \quad (\text{IV.46})$$

La commande proposée par Teel s'écrit [122] :

$$u = -\text{sat}_{M_n}(y_n + \text{sat}_{M_{n-1}}(y_{n-1} + \dots + \text{sat}_{M_2}(y_2 + \text{sat}_{M_1}(y_1)) \dots)) \quad (\text{IV.47})$$

Cette commande, bornée entre $\pm M_n$, stabilise globalement asymptotiquement le système pour $M_j < \frac{1}{2}M_{j+1}$ avec $j \in \{1, \dots, n-1\}$; les pôles étant placés en $\{-1, \dots, -1\}$.

L'approche de Teel a été généralisée par Johnson et al. [124] en plaçant les pôles du système en $\{-a_1, -a_2, \dots, -a_n\}$. La transformation utilisée s'écrit :

$$y_{n-j} = a_{j+1} \sum_{i=0}^j C(j, i) x_{n-i}, \quad j \in \{0, \dots, n-1\} \quad (\text{IV.48})$$

Soit C_m^l un coefficient binomial des entiers naturels l et m . Il est défini comme la combinaison de m éléments parmi l . Ce coefficient s'écrit :

$$C_m^l = \begin{cases} \frac{l!}{m!(l-m)!} & \text{si } 0 \leq m \leq l \\ 0 & \text{ailleurs} \end{cases} \quad (\text{IV.49})$$

Soient $A = \{a_1, \dots, a_n\}$ un ensemble de n éléments, et A_l un sous-ensemble de A , $A_l \subseteq A$, constitué des l premiers éléments de A . La fonction $F_k^m(A_l)$ est définie comme la $k^{\text{ième}}$ combinaison des produits de m éléments de A_l considérés dans un ordre quelconque et sans répétition; par définition, $F_k^0 = 1$. La combinaison linéaire des fonctions $F_k^m(A_l)$, définie par la fonction $C(l, m)$ où $l \in \{0, \dots, n\}$, $m \in \{0, \dots, l\}$ et $m \leq l$, s'écrit :

$$\begin{cases} C(l, m) &= \sum_{k=1}^{C_m^l} F_k^m(A_l) \\ C(l, 0) &= 1 \end{cases} \quad (\text{IV.50})$$

où C_m^l est définie par l'équation IV.49 et $C(j, i)$ par l'équation IV.50. Cette transformation permet d'accélérer la dynamique de la loi de commande IV.47 grâce à un placement de pôles approprié.

Méthode de Sussmann [123] :

$$\begin{aligned} f_1(s_1) &= s_1 \\ f_2(s_1, s_2) &= \varepsilon f_1(s_1) + f_1(s_2) \\ &\vdots \\ f_n(s_1, s_2, \dots, s_n) &= \varepsilon^{n-1} f_{n-1}(s_1, s_2, \dots, s_{n-1}) + f_{n-1}(s_2, s_3, \dots, s_n) \end{aligned}$$

avec $\varepsilon > 0$.

Le changement de coordonnées suivant :

$$\begin{aligned} y_n &= f_1(x_n) \\ y_{n-1} &= f_2(x_{n-1}, x_n) \\ &\vdots \\ y_1 &= f_n(x_1, x_2, \dots, x_n) \end{aligned}$$

transforme le système IV.42 en la représentation matricielle suivante :

$$\dot{y} = \begin{bmatrix} 0 & \varepsilon^{n-1} & \varepsilon^{n-2} & \dots & \varepsilon \\ 0 & 0 & \varepsilon^{n-2} & \dots & \varepsilon \\ \vdots & a & \ddots & \ddots & \vdots \\ 0 & \dots & \dots & 0 & \varepsilon \\ 0 & \dots & \dots & 0 & 0 \end{bmatrix} y + \begin{bmatrix} 1 \\ \vdots \\ \vdots \\ \vdots \\ 1 \end{bmatrix} v \quad (\text{IV.51})$$

La loi de commande s'écrit alors :

$$u = -\varepsilon \text{sat}(y_n) - \varepsilon^2 \text{sat}(y_{n-1}) - \dots - \varepsilon^n \text{sat}(y_1) \quad (\text{IV.52})$$

Cette commande est bornée entre $\pm \sum_{j=1}^n \varepsilon^j$. Elle stabilise globalement asymptotiquement le système pour $0 < \varepsilon \leq \frac{1}{4}$; les pôles étant placés en $\{-\varepsilon, -\varepsilon^2, \dots, -\varepsilon^n\}$.

Discussion La commande par saturation présente l'avantage d'être peu coûteuse en temps de calcul, en particulier, lorsque l'ordre du système n'est pas élevé. Elle peut être lente pour

converger mais le placement de pôles proposé par Johnson et al. permet d’y remédier [124].

La commande par saturation a été utilisée dans la littérature, non seulement pour les systèmes à chaîne d’intégrateurs [122–126], mais aussi pour les corps rigides [127] et les robots manipulateurs [128, 129].

Les lois de commande par saturation développées pour les robots manipulateurs, utilisent principalement des correcteurs de type PD/PID ou sont composées de sommes de saturations appliquées individuellement aux termes proportionnel et dérivateur.

IV.3 Commandes assistives : Propositions

La commande des systèmes robotiques portables tels que les exosquelettes constitue un challenge de recherche d’actualité compte tenu de la complexité du système locomoteur humain, tel que montré dans les deux chapitres précédents. Il s’agit ici d’aboutir à un contrôle suffisamment fin et sécurisé de l’interaction entre le porteur et l’exosquelette pour respecter les exigences imposées par le système locomoteur humain en termes de mouvements naturels, et permettre la mise en œuvre de commandes assistives, en particulier celles dédiées à la rééducation. Dans cette thèse, nous nous intéressons à deux modes d’assistance : le mode passif lorsque le sujet dispose de capacités motrices très insuffisantes et ne développe aucun effort, et le mode actif-aidé lorsque le sujet a recouvert partiellement ses capacités motrices. Pour le mode d’assistance actif-aidé ou d’assistance au besoin, les commandes proposées doivent tenir compte de l’intention de mouvement du porteur. Dans le cas de la rééducation neuromotrice, le respect de l’intention du sujet et son implication dans le mouvement à réaliser constituent des facteurs déterminants pour permettre au sujet un meilleur recouvrement de ses capacités motrices. Dans ce cadre, nous exploitons dans les commandes assistives proposées, les modèles développés dans le précédent chapitre pour l’estimation de l’intention de mouvement. L’autre problématique importante à laquelle nous nous attaquons dans cette thèse concerne la sécurité du porteur pour laquelle il est nécessaire de prouver formellement la stabilité des commandes assistives proposées. Dans la suite du chapitre, pour chaque commande, nous développons le principe, la formulation détaillée et la preuve de stabilité.

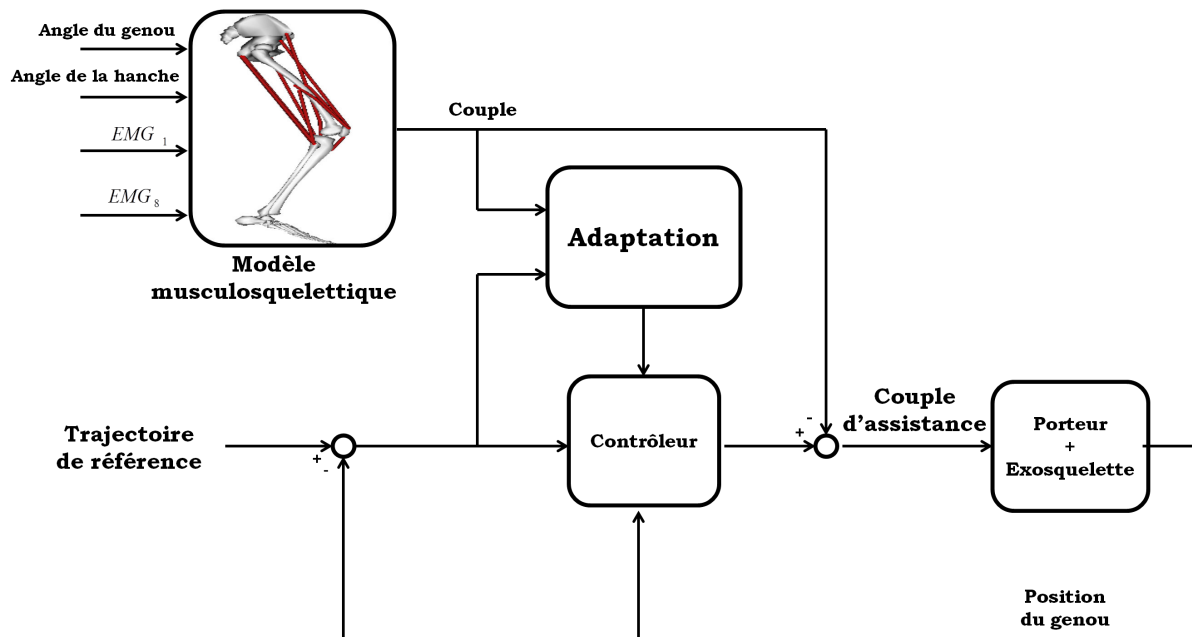


Figure IV.3 – Schéma général de la commande pour l'assistance au besoin (mode actif-aidé)

IV.3.1 Commande passive pour l'assistance en mode actif-aidé (assistance au besoin)

Dans ce paragraphe, nous décrivons la première commande proposée, basée sur le paradigme de l'assistance au besoin («Assistance As Needed »en anglais). Cette approche de commande favorise une interaction naturelle sans contrainte entre l'exosquelette et le porteur. Elle prend en compte le couple développé par le porteur, traduisant ainsi l'intention de ce dernier et son implication dans la réalisation du mouvement (voir figure IV.3).

La loi de commande proposée est basée sur la théorie de la passivité appliquée à l'ensemble membre inférieur-exosquelette qui constitue en soi un système non-linéaire. Les paramètres du contrôleur sont ici ajustés automatiquement en fonction de la contribution du porteur au mouvement. Cette stratégie de commande peut en particulier être exploitée durant un processus de rééducation où il s'agit de diminuer l'effort d'assistance de l'exosquelette au fur et à mesure que le porteur recouvre ses capacités motrices. Par ailleurs, lorsque le porteur développe des mouvements tendant à écarter la trajectoire réelle du genou, de la trajectoire de référence définie par le médecin thérapeute. L'exosquelette développe alors un couple correctif pour contraindre le genou à suivre la trajectoire de référence ou à être dans son voisinage.

Loi de commande et preuve de stabilité [130] :

Proposition 1 : Soit le système Exosquelette-membre inférieur décrit par l'équation différentielle III.1. Le couple de commande s'écrit :

$$\tau_e = J(\ddot{\theta}_d - (\dot{\lambda}e)) + B(\dot{\theta}_d - \lambda e) + \frac{\partial E_p}{\partial \theta} - K_d s - \tau_h \quad (\text{IV.53})$$

où s est une erreur virtuelle caractérisant la convergence de la trajectoire du système, telle que :

$$s = \dot{e} + \lambda e \quad (\text{IV.54})$$

Ainsi :

$$\dot{s} = \ddot{e} + (\dot{\lambda}e) = \ddot{e} + \dot{\lambda}e + \lambda \dot{e} \quad (\text{IV.55})$$

avec :

$$\lambda = \lambda_0 \frac{1 + K_1 \|e\|}{1 + K_2 \|\tau_h - \tau_{h,d}\|} \quad (\text{IV.56})$$

Où :

- $\tau_{h,d} = \sum_1^8 F_{max,j} f_{d,j} r_j^{mt}$ est le couple passif développé par le porteur ;
- λ_0 , K_d , K_1 and K_2 représentent des paramètres scalaires positifs.

Le couple τ_e stabilise asymptotiquement (III.1) à $(\theta, \dot{\theta}) = (\theta_d, \dot{\theta}_d)$.

Preuve 1 Soit la fonction de Lyapunov définie-positive et radialement non-bornée suivante :

$$V = \frac{1}{2} J s^2 \quad (\text{IV.57})$$

En utilisant les équations III.1 et IV.53, le système en boucle fermée s'écrit :

$$J(\ddot{e} + \lambda \dot{e} + \dot{\lambda}e) = -B(\dot{e} + \lambda e) - K_d s \quad (\text{IV.58})$$

$$J\dot{s} = -Bs - K_d s = -(B + K_d)s \quad (\text{IV.59})$$

La dérivée temporelle de la fonction de Lyapunov (IV.57) s'écrit :

$$\dot{V} = J\dot{s}s \quad (\text{IV.60})$$

En utilisant les équations IV.60 et IV.59, \dot{V} peut s'écrire :

$$\dot{V} = -(B + K_d)s^2 \leq 0 \quad (\text{IV.61})$$

La fonction de Lyapunov V décroît jusqu'à ce que la variable s atteigne l'origine $s = 0$. L'erreur de poursuite en vitesse s'écrit alors :

$$\dot{e} = -\lambda e = -\lambda_0 \frac{1 + K_1 \|e\|}{1 + K_2 \|\tau_h - \tau_{h,d}\|} e \quad (\text{IV.62})$$

Pour prouver la décroissance de l'erreur e , considérons la fonction d'énergie suivante :

$$L = \frac{1}{2} e^2 \quad (\text{IV.63})$$

La dérivée temporelle de L s'écrit :

$$\dot{L} = e\dot{e} = -\lambda e^2 = -\lambda_0 \frac{1 + K_1 \|e\|}{1 + K_2 \|\tau_h - \tau_{h,d}\|} e^2 \leq 0 \quad (\text{IV.64})$$

Comme λ_0 , K_1 et K_2 sont positifs, la fonction d'énergie L décroît jusqu'à atteindre 0. Ainsi, l'erreur e tend 0 d'où la stabilité asymptotique en boucle fermée du point d'origine.

Adaptation automatique du paramètre λ : Dans un processus de rééducation, le médecin thérapeute demande au sujet d'effectuer des mouvements de l'articulation du genou selon une trajectoire de référence donnée [131]. Le couple développé par l'exosquelette doit être adapté aux performances du sujet, de telle sorte, que si le sujet ne parvient pas à produire l'effort nécessaire, l'exosquelette apporte l'effort d'assistance complémentaire. Selon ce principe, on peut concevoir que le couple développé par l'exosquelette soit proportionnel à l'erreur virtuelle s (équation IV.53).

L'adaptation du couple d'assistance est assurée via le paramètre λ . Ainsi, à partir de l'équation IV.56, nous pouvons observer que :

- si le porteur développe un effort permettant d'approcher la trajectoire de référence alors l'erreur de poursuite en position e décroît, le couple τ_h développé par le porteur croît, et par conséquent le paramètre λ décroît, réduisant ainsi le couple d'assistance (Eq. IV.53).
- si le porteur développe un effort éloignant la trajectoire réelle du genou de la trajectoire de référence alors l'erreur de poursuite e croît et le couple τ_h croît aussi puisque le porteur développe un effort. Ceci entraîne un accroissement du paramètre λ et par conséquent du couple généré par l'exosquelette, de façon à contraindre le genou à suivre la trajectoire

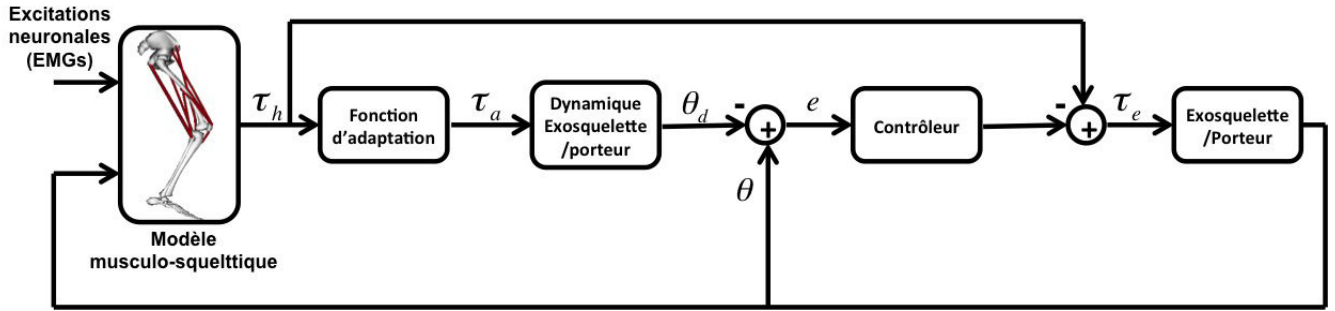


Figure IV.4 – Schéma bloc de la commande par saturation pour l'assistance en mode actif-aidé

de référence.

Ainsi, pour définir un profil d'assistance, il est nécessaire d'étudier la manière avec laquelle le paramètre λ doit être adapté. Pour ce faire, nous introduisons les paramètres K_1 et K_2 : K_1 pénalise l'erreur de poursuite e et K_2 favorise l'effort développé par le porteur.

En plus des avantages cités dans le paragraphe IV.2.2.3, l'avantage principal de la commande proposée ici est que l'ordre du système en boucle fermée est ramené à 1 par l'introduction de l'erreur virtuelle s . En effet, dans le cas d'une commande classique linéarisante par exemple, l'ordre du système en boucle fermée est de deux, conduisant ainsi à un système dynamique du second ordre dont les réponses indicielles peuvent conduire à des dépassements, contrairement à un système d'ordre 1 dont la réponse indicielle ne présente aucun dépassement.

IV.3.2 Commande par saturation pour l'assistance en mode actif-aidé

Dans ce qui suit, nous proposons une commande bornée dans le contexte de l'assistance en mode actif-aidé. Nous introduisons ici une fonction permettant d'adapter le couple d'assistance en fonction de la progression du patient dans le processus de rééducation, et une méthode d'estimation de la position articulaire désirée du porteur.

Le couple fourni par l'exosquelette est contrôlé afin de suivre une trajectoire de référence déterminée à partir de l'intention de mouvement du porteur. Pour déterminer cette trajectoire, un couple d'assistance τ_a , fonction du couple développé par le porteur, est introduit. La trajectoire de référence est estimée à partir de la dynamique inverse du système (Eq. III.1, IV.65) et du modèle musculo-squelettique décrit dans le précédent chapitre.

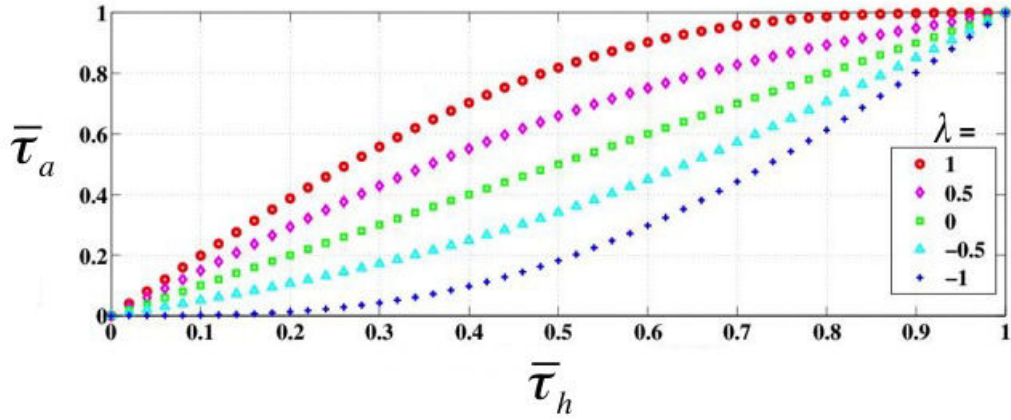


Figure IV.5 – Allure de la fonction d’adaptation pour $G = 1$ et $\lambda=1, 0.5, 0, -0.5$ et -1

La forme normalisée du couple d’assistance $\bar{\tau}_a$ s’écrit :

$$\bar{\tau}_a(\bar{\tau}_h) = G\bar{\tau}_h + \lambda \frac{\sin(\bar{\tau}_h\pi)}{(\tan(\pi/4)\pi)} \quad (\text{IV.65})$$

$$\begin{aligned} \bar{\tau}_h &= \frac{\tau_h}{\tau_{max}}; & \bar{\tau}_a &= \frac{\tau_a}{\tau_{max}} \\ -1 &\leq \bar{\tau}_h \leq 1; & -1 &\leq \bar{\tau}_a \leq 1 \\ G &\geq 0; & -1 &\leq \lambda \leq 1 \end{aligned}$$

τ_{max} est le couple maximal développé par le porteur en position d’extension maximale de sa jambe. La valeur de τ_{max} dépend de l’évolution des performances du porteur durant le processus de rééducation.

La fonction définissant le couple d’assistance, illustrée figure IV.5, comprend deux termes. Le premier est positif et dépend linéairement de $\bar{\tau}_h$. Il permet d’amplifier l’effort d’assistance fourni par l’exosquelette vis-à-vis de l’effort développé par le porteur. Le second terme varie, quant à lui, non-linéairement par rapport à $\bar{\tau}_h$ et peut être positif ou négatif. Dans le cas où λ est positif, le second terme permet au porteur de démarrer le mouvement relativement facilement même si le porteur ne développe pas suffisamment d’effort, ce qui est en général le cas dans la première étape du processus de rééducation. Lorsque λ est négatif, le second terme se traduit par une résistance de l’exosquelette au mouvement du porteur au début du mouvement. L’objectif ici est d’inciter le porteur à développer plus d’efforts pour tonifier les mouvements du genou et recouvrir ainsi ses capacités motrices. Dans les travaux de la littérature, l’assistance se résume à exploiter uniquement le premier terme de la fonction d’assistance [34, 73]. Selon les performances du porteur, le médecin thérapeute peut commuter d’un mode à un autre durant

le processus de rééducation.

Proposition 2 : Soit le système Exosquelette-membre inférieur décrit par l'équation III.1. Le couple de commande, borné entre $\pm\tau_{e_{max}}$ et tel que :

$$\tau = J\ddot{\theta}_d + B\dot{\theta}_d - \text{sat}_{N2}(K_v\dot{e}) - \text{sat}_{N1}(K_p e) + \frac{\partial E_p}{\partial \theta} - \tau_h \quad (\text{IV.66})$$

stabilise asymptotiquement le système Exosquelette-membre inférieur à $(\theta, \dot{\theta}) = (\theta_d, \dot{\theta}_d)$ avec un domaine d'attraction égal à $] -\pi, \pi] \times \mathbb{R}$.

K_p et K_v sont deux paramètres scalaires positifs, et $\text{sat}_{N_i}(\cdot) = \min(N_i, \max(-N_i, \cdot))$, $i \in \{1, 2\}$ représentent des fonctions de saturation avec $N_i \geq 0$.

Preuve 2 : Le couple de commande défini dans l'équation IV.66 assure la compensation du couple développé par le porteur (eq. III.1). La dynamique du système en boucle fermée est ainsi donnée par l'équation IV.70.

Le couple de commande doit assurer le suivi d'une trajectoire désirée définie par le couple $(\theta_d, \dot{\theta}_d)$.

Proposition 3 : Soit le système Exosquelette-membre inférieur décrit par l'équation III.1. Le couple de commande, borné entre $\pm\tau_{e_{max}}$ et tel que :

$$\tau_e = J\ddot{\theta}_d + B\dot{\theta}_d - \text{sat}_{N2}(K_v\dot{e}) - \text{sat}_{N1}(K_p e) + \frac{\partial E_p}{\partial \theta} \quad (\text{IV.67})$$

stabilise asymptotiquement le système Exosquelette-membre inférieur à $(\theta, \dot{\theta}) = (\theta_d, \dot{\theta}_d)$ avec un domaine d'attraction égal à $] -\pi, \pi] \times \mathbb{R}$. K_p et K_v sont des paramètres scalaires positifs. $\text{sat}_{N_i}(\cdot) = \min(N_i, \max(-N_i, \cdot))$, $i \in \{1, 2\}$, représentent des fonctions de saturations avec $N_i \geq 0$.

Preuve 3 : Considérons la fonction de Lyapunov définie positive suivante :

$$V = \frac{1}{2}J\dot{e}^2 + \int_0^{e(t)} \text{sat}_{N1}(K_p x) dx \quad (\text{IV.68})$$

où $\text{sat}_{N1}(\cdot)$ est localement lipschitzienne, $\text{sat}_{N1}(0) = 0$ et $x\text{sat}_{N1}(x) > 0$ pour tout $x \neq 0$.

La dérivée temporelle de la fonction de Lyapunov s'écrit :

$$\dot{V} = \dot{e}(J\ddot{e} + \text{sat}_{N1}(K_p e)) \quad (\text{IV.69})$$

En utilisant les équations [IV.67](#) et [III.1](#), l'équation décrivant la dynamique du système en boucle fermée s'écrit :

$$J\ddot{e} + B\dot{e} + \text{sat}_{N2}(K_v\dot{e}) + \text{sat}_{N1}(K_p e) = 0 \quad (\text{IV.70})$$

En exploitant les équations [IV.70](#) et [IV.69](#), la dérivée de la fonction de Lyapunov devient :

$$\dot{V} = \dot{e} \left(-B\dot{e} - \text{sat}_{N2}(K_v\dot{e}) - \text{sat}_{N1}(K_p e) + \text{sat}_{N1}(K_p e) \right) \quad (\text{IV.71})$$

$$\dot{V} = -B\dot{e}^2 - \dot{e}\text{sat}_{N2}(K_v\dot{e}) \quad (\text{IV.72})$$

Etant donné que \dot{e} et $\text{sat}_{N2}(K_v\dot{e})$ sont de même signe, $\dot{V} \leq 0$ et la fonction de Lyapunov V telle que définie dans l'équation [IV.68](#) décroît jusqu'à ce que l'erreur en vitesse atteigne zéro i.e. $\dot{\theta} = \dot{\theta}_d$. Nous utilisons ensuite le principe d'invariance de LaSalle pour compléter la preuve. Selon ce principe, les trajectoires convergent vers le plus grand ensemble invariant $\bar{\Omega}$ dans $\Omega = \{(e, \dot{e}) / \dot{V} = 0\} = \{(e, \dot{e}) / \dot{e} = 0\}$. Pour rester dans cet ensemble, la condition $J\ddot{e} = -\text{sat}_{N2}(K_p e) = 0$ avec $K_p > 0$, doit être satisfaite. Cependant, pour rester dans l'ensemble $\bar{\Omega}$, la condition $e = 0$ doit être satisfaite, autrement dit, $\theta = \theta_d$. Ainsi, (e, \dot{e}) est un point asymptotiquement stable du système en boucle fermée avec un domaine d'attraction égal à $]-\pi, \pi] \times \mathbb{R}$.

IV.3.3 Commande basée sur la dynamique d'interaction pour l'assistance en mode actif-aidé

En pratique, plusieurs facteurs ont une influence sur les mouvements du membre inférieur du sujet et de l'exosquelette, comme la cinématique de l'exosquelette qui ne coïncide pas parfaitement avec celle du membre humain, la raideur limitée de la peau et des tissus, ou encore la compliance des éléments de fixation de l'exosquelette sur le membre inférieur. Ceci peut entraîner une dynamique d'interaction avec des mouvements relatifs du sujet par rapport à l'exosquelette (décalage entre les trajectoires du sujet et de l'exosquelette). Il convient de prendre en compte l'existence de ces mouvements dans la commande de l'exosquelette pour éviter d'altérer les mouvements naturels du sujet, notamment lors d'une rééducation en mode actif-aidé, où les mouvements sont partagés entre le sujet et l'exosquelette. L'objectif est de maximiser la transparence de l'exosquelette c'est-à-dire sa capacité à suivre les mouvements du porteur sans aucun effort de résistance perceptible par le porteur.

Le schéma de la commande proposée, illustré figure [IV.6](#), utilise comme entrée le couple τ_h

développé par le porteur. La trajectoire de référence θ_d du système est la même que la trajectoire désirée θ_h du porteur, soit :

$$\theta_d = \theta_h = \theta_e + \delta\theta \quad (\text{IV.73})$$

Cette trajectoire est estimée à partir :

- de la position articulaire du genou du porteur par rapport à celle de l'exosquelette, cf. équation [IV.73](#) ;
- du couple développé par le porteur ; ce couple est estimé à partir du modèle musculo-squelettique développé dans le chapitre [III](#) ;
- de la dynamique d'interaction modélisée par l'équation [III.18](#) ; cette dynamique est utilisée pour estimer le déplacement $\delta\theta$.

Le système converge vers la trajectoire de référence θ_d en appliquant à l'exosquelette, dont la position articulaire est θ_e , un couple τ_e pour suivre la position désirée par l'humain θ_h .

Soient e_{rel} , \dot{e}_{rel} et \ddot{e}_{rel} respectivement l'erreur relative de poursuite en position, l'erreur relative de poursuite en vitesse et l'erreur relative de poursuite en accélération. e_{rel} est égale à la différence algébrique entre la position articulaire de l'exosquelette θ_e et la position désirée par le porteur θ_h :

$$e_{rel} = \theta_e - \theta_h \quad (\text{IV.74})$$

$$\dot{e}_{rel} = \dot{\theta}_e - \dot{\theta}_h \quad (\text{IV.75})$$

$$\ddot{e}_{rel} = \ddot{\theta}_e - \ddot{\theta}_h \quad (\text{IV.76})$$

Loi de commande et preuve de stabilité [\[75\]](#)

Proposition 4 : Soit le système Exosquelette-membre inférieur décrit par l'équation [III.18](#). Supposons qu'à la position de repos θ_{rh} , la position angulaire de l'exosquelette θ_e soit égale à celle du porteur θ_h :

$$\theta_{rh} = \theta_{re} = \theta_r \quad (\text{IV.77})$$

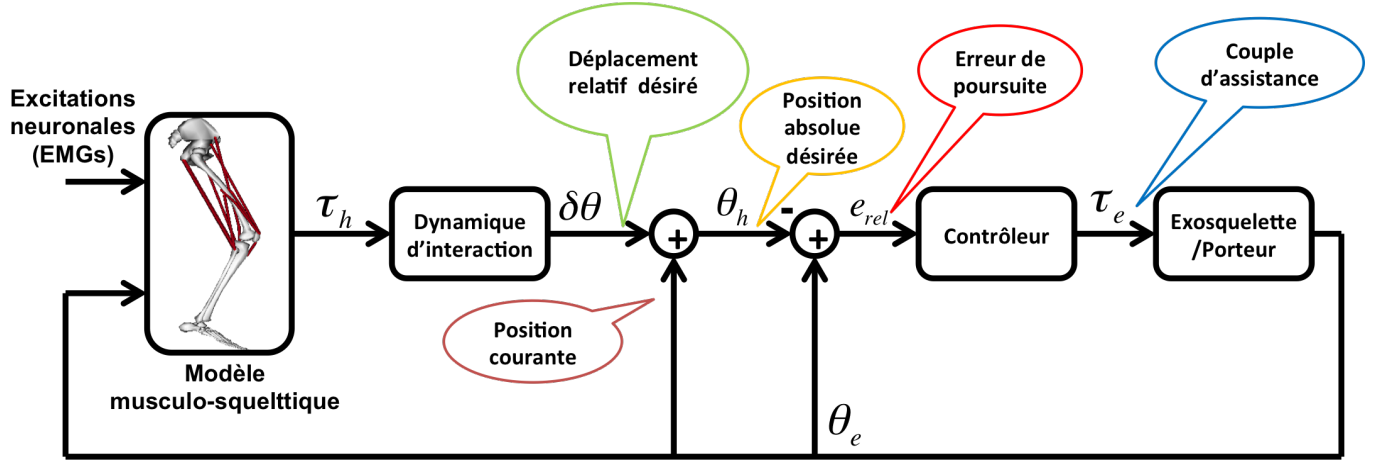


Figure IV.6 – Schéma général de la commande basée sur la dynamique d'interaction

Considérons le couple de commande τ_e , tel que :

$$\begin{aligned}
 \tau_e = & (J_e + J_h)\ddot{\theta}_d + (B_e + B_h)\dot{\theta}_d - K_i e_{rel} - B_i \dot{e}_{rel} \\
 & - \tau_{gh} \cos(\theta_e - \theta_r) e_{rel} + (K_e + K_h)(\theta_e - \theta_r) \\
 & + (\tau_{ge} + \tau_{gh}) \sin(\theta_e - \theta_r)
 \end{aligned} \tag{IV.78}$$

Avec $B_i > 0$ et $K_i > K_h > 0$.

Le système Exosquelette-membre inférieure soumis conjointement au couple de commande τ_e (équation IV.78) et au couple τ_h exercé par le porteur est :

- à sortie strictement passive ; la sortie est définie par \dot{e} ;
- à gain fini L_2 stable.

Si le couple d'entrée, i.e. le couple développé par le porteur, est nul ($\tau_h = 0$), alors le système en boucle fermée est :

- à état zéro stable ;
- L'origine $(e_{rel}, \dot{e}_{rel}) = (0, 0)$ est asymptotiquement stable.

Preuve 4 : Nous exprimons tout d'abord l'erreur de poursuite e_{rel} en fonction de l'angle $\delta\theta$. À partir de l'équation IV.73, nous pouvons écrire :

$$e_{rel} = \theta_e - \theta_h = -\delta\theta \tag{IV.79}$$

En utilisant les équations IV.78 et III.18, l'équation traduisant la dynamique en boucle

fermée du système Exosquelette-membre inférieur s'écrit :

$$-(J_e + J_h)\ddot{e}_{rel} - (B_e + B_h + B_i)\dot{e}_{rel} - K_i e_{rel} + \tau_h = J_h \delta \ddot{\theta} + B_h \delta \dot{\theta} + K_h \delta \theta \quad (\text{IV.80})$$

En remplaçant [IV.79](#) dans [IV.80](#), nous obtenons :

$$(J_e + J_h)\ddot{e}_{rel} + (B_e + B_h + B_i)\dot{e}_{rel} + K_i e_{rel} - \tau_h = J_h \ddot{e}_{rel} + B_h \dot{e}_{rel} + K_h e_{rel} \quad (\text{IV.81})$$

Ainsi :

$$J_e \ddot{e}_{rel} + (B_e + B_i)\dot{e}_{rel} + (K_i - K_h)e_{rel} = \tau_h \quad (\text{IV.82})$$

Les paramètres de commande B_i et K_i permettent de définir une impédance virtuelle dans l'interaction exosquelette-porteur, et ce sans remettre en question la stabilité du système.

Une représentation d'état possible, obtenue à partir de l'équation [IV.82](#), est donnée comme suit :

$$\begin{aligned} \dot{x}_1 &= x_2 \\ \dot{x}_2 &= -\frac{(B_e + B_i)}{J_e}x_2 - \frac{(K_i - K_h)}{J_e}x_1 + \frac{1}{J_e}u \\ y &= x_2 \end{aligned} \quad (\text{IV.83})$$

où :

$$x = [x_1, x_2]^T = [e, \dot{e}]^T \quad \text{and} \quad u = \tau_h \quad (\text{IV.84})$$

Considérons la fonction définie positive et radialement non-bornée suivante comme fonction candidate de Lyapunov V :

$$V(x) = \frac{1}{2}J_e x_2^2 + \frac{1}{2}(K_i - K_h)x_1^2 \quad (\text{IV.85})$$

V est une fonction définie positive et différentiable continue avec $V(x) = 0$ pour $x = 0$.

La dérivée temporelle de V s'écrit :

$$\dot{V} = -(B_e + B_i)x_2^2 + x_2u \quad (\text{IV.86})$$

Ainsi :

$$\dot{V} \leq x_2u \quad \forall (x_2, u) \in \mathbb{R} \times \mathbb{R} \quad (\text{IV.87})$$

Par ailleurs, comme il existe un scalaire $\beta > 0$, tel que :

$$(B_e + B_i)x_2^2 \geq \beta \|x_2\|^2 \quad (\text{IV.88})$$

par conséquent :

$$x_2u \geq \dot{V} + \beta \|x_2\|^2 \quad (\text{IV.89})$$

Compte tenu de l'équation [IV.87](#) et du fait que $\beta \|x_2\|^2 > 0 \forall x_2 \neq 0$, l'équation [IV.83](#) définit un système à sortie strictement passive.

Par ailleurs, le système est à gain fini L_2 stable et le gain L_2 est inférieur ou égal à $1/\beta$:

$$\|x_2\|_{L_2} \leq \frac{1}{\beta} \|u\|_{L_2} \quad (\text{IV.90})$$

Comme le couple u développé par le porteur devient nul suite à un arrêt volontaire du porteur, ou suite à une fatigue musculaire de ce dernier, on peut considérer que u est à énergie finie, et tend vers 0 quand le temps t tend vers ∞ .

Lorsque $u = 0$, la représentation d'état [IV.83](#) du système s'écrit :

$$\begin{aligned} \dot{x}_1 &= x_2 \\ \dot{x}_2 &= -\frac{(B_e + B_i)}{J_e}x_2 - \frac{(K_i - K_h)}{J_e}x_1 \\ y &= x_2 \end{aligned} \quad (\text{IV.91})$$

$y = 0$ est équivalent à $x_2 = 0$, et par conséquent, $\dot{x}_2 = 0$ et $x_1 = 0$.

L'unique solution de l'équation d'état [IV.91](#), pour laquelle la sortie est identiquement nulle, est la solution triviale, soit :

$$x = [x_1, x_2]^T = [0, 0]^T \quad (\text{IV.92})$$

Par conséquent, le système en boucle fermée défini par la représentation d'état [IV.83](#) est à état zéro observable. Comme le système est aussi à sortie strictement passive, l'état $x = [x_1, x_2]^T = [e_{rel}, \dot{e}_{rel}] = [0, 0]^T$ est asymptotiquement stable, et la position articulaire de l'exosquelette θ_e converge vers la position articulaire courante du genou θ_h qui détermine l'intention du porteur.

IV.4 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons développé la formulation et l'analyse de stabilité d'un ensemble de commandes assistives destinées à guider ou à assister, via l'exosquelette EICOSI, un sujet dans un contexte d'assistance à la rééducation en mode actif-aidé. Nous avons ainsi proposé trois commandes assistives : La première, basée sur la passivité, exploite les propriétés physiques de l'exosquelette et du sujet porteur pour stabiliser asymptotiquement l'ensemble exosquelette-membre inférieur du porteur. Les paramètres du contrôleur sont ajustés automatiquement en fonction de la contribution du sujet au mouvement. A travers cette commande, l'exosquelette développe un couple correctif pour guider le genou vers la trajectoire de référence ou son voisinage. La seconde commande introduit une saturation pour maintenir le couple d'assistance dans un intervalle donné, garantissant ainsi la sécurité du sujet porteur. Cette commande garantit aussi des mouvements à des vitesses raisonnables et une convergence vers la trajectoire de référence. Par ailleurs, nous avons complété la loi de commande en introduisant une fonction permettant de moduler le couple d'assistance en fonction de la phase de rééducation. Enfin, la troisième commande proposée vise à maximiser la transparence de l'exosquelette pour éviter d'altérer les mouvements naturels du sujet porteur. Elle exploite la dynamique d'interaction induite par les mouvements relatifs du sujet porteur par rapport à l'exosquelette dus aux compliances intrinsèques de l'ensemble exosquelette-membre inférieur.

Chapitre V

Mise en Œuvre et évaluation expérimentale

V.1 Introduction

Dans ce chapitre, nous présentons la mise en œuvre et l'évaluation expérimentale des méthodes de commandes proposées et développées dans le chapitre précédent. Dans la première partie, nous présentons le prototype de l'exosquelette EICOSI (Exosquelette Intelligent COnmuniQuant et Sensible à l'Intention) et le protocole d'expérimentation utilisé. Dans la deuxième partie, nous étudions les performances des approches de commandes proposées en termes de précision de poursuite de trajectoire et de robustesse vis-à-vis des perturbations externes et des incertitudes paramétriques.

V.2 Exosquelette EICOSI - Exosquelette Intelligent COnmuniQuant et Sensible à l'Intention

Structure mécanique : L'exosquelette ou orthèse active EICOSI est une structure mécanique à un ddl, composée de deux segments s'articulant autour de l'axe de rotation du genou (V.1). Le mécanisme d'actionnement, illustré V.2, utilise un actionneur électrique de type moteur Brushless (BLDC) monté sur le segment supérieur de l'exosquelette. Le système d'actionnement consiste en un vérin linéaire à base d'une vis-à-billes qui actionne l'axe de rotation de l'exosquelette à l'aide d'un câble de traction ; la vis-à-billes étant entraînée par le moteur brushless et un système de transmission par poulie-courroie. Pour des raisons de sécurité, des butées mécaniques ont été ajoutées afin de limiter les débattements de l'exosquelette. Ces débattements varient entre 0° (extension totale du genou) et 135° (flexion totale du genou).

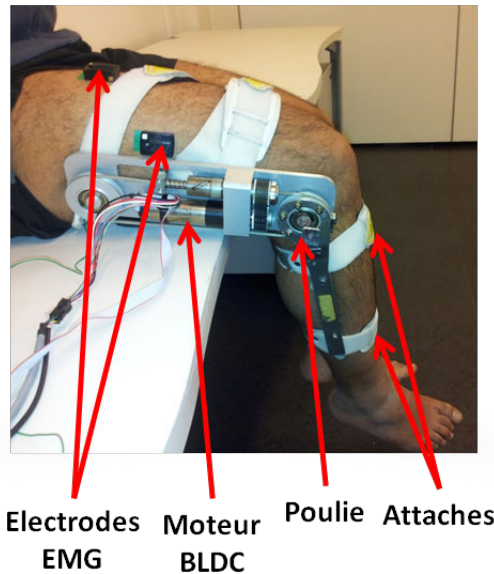


Figure V.1 – Sujet en position assise, portant l'exosquelette

V.3 Exosquelette EICOSI - Exosquelette Intelligent COmmuniquant et Sensible à l'Intention

Structure mécanique :

Capteurs : Les capteurs équipant l'exosquelette EICOSI sont décrits ci-dessous :

1. **Codeur incrémental rotatif :** Il permet de mesurer la position angulaire de l'exosquelette et donc celle de l'articulation du genou ;
2. **Capteur de courant :** Il permet d'estimer le couple généré par l'exosquelette ;
3. **Capteurs à effet Hall :** Trois capteurs à effet Hall disposés en triangle sont utilisés pour estimer la position du rotor du moteur brushless par rapport à celle du stator ;
4. **Capteurs EMG :** Ils permettent de mesurer, à travers des électrodes adhésives, l'activité électrique des muscles lors de leurs contractions.

Actionneur : L'actionneur équipant l'exosquelette est de type moteur brushless ou moteur sans balais. Il s'agit d'un moteur synchrone dont le rotor est à aimant permanent et suit le champ du stator sans glissement. La commutation électronique constitue la particularité de ce type de moteur qui a été choisi pour ses nombreux avantages : légèreté, efficacité en basses fréquences, fiabilité, couple élevé de sortie.

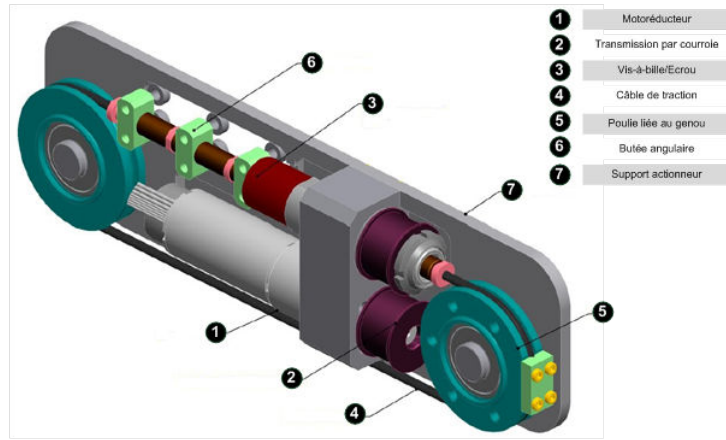


Figure V.2 – Représentation de l'actionneur de l'EICOSI

Interface électronique de commande : Le système membre inférieur-exosquelette est contrôlé à travers une carte DSpace DS1103 embarquée sur un PC, et une carte d'acquisition et de puissance «*MaxonTM motion controller EPOS 70/10*».

Acquisition des signaux EMGs : L'acquisition des signaux EMG s'effectue par l'intermédiaire du système *TrignoTM Wireless* d'acquisition de signaux EMG de la marque *DelsysTM*. La transmission des données des sondes vers la station de base s'effectue selon le standard *Bluetooth* pour permettre une acquisition en temps réel avec une fréquence d'échantillonnage pouvant atteindre *4Khz*. Le choix de ces capteurs est justifié par leur immunité face au rayonnement électromagnétique émanant de l'actionneur ainsi que par leur capacité à éliminer les artefacts induits par les mouvements du porteur. La communication entre la station de base et la carte de commande EPOS2 est réalisée par l'intermédiaire d'un bus *CAN* (Controller Area Network).

V.4 Protocole expérimental

Les expérimentations exposées dans ce chapitre ont été effectuées grâce à la participation volontaire d'un sujet mâle de 28 ans vérifiant les critères suivants :

- Absence de déficiences motrices ;
- Flexion et extension totales du genou ;
- Absence de spasmes musculaires involontaires lors des mouvements du genou.

Le sujet a été clairement informé du déroulement des expérimentations et des attentes de cette étude. Toutes les précautions ont été prises pour d'une part, garantir le bon déroulement

des expérimentations et la sécurité du sujet, et d'autre part, protéger les données privées du sujet en conformité avec la loi d'Helsinki.

V.5 Commande passive pour l'assistance en mode actif-aidé

Dans ce paragraphe, nous présentons et analysons les résultats expérimentaux de la commande passive pour l'assistance en mode actif-aidé.

Les paramètres λ_0 et K_d de la loi de commande IV.53, sont déterminés expérimentalement. Les meilleures performances en termes de poursuite de la trajectoire de référence ont été observées pour : $\lambda_0 = 40$ et $K_d = 20$. Dans cette étape, il est demandé au porteur de ne fournir aucun effort. Concernant les paramètres K_1 et K_2 , ils sont fixés à 10 et 1 respectivement. En pratique, ces paramètres doivent être ajustés en fonction de l'évolution des performances du sujet (cf. § IV.3.1 pour plus de détails).

Après l'étape d'ajustement des paramètres, il est demandé au porteur de fournir autant d'effort que possible lors du suivi de la trajectoire de référence. Si, toutefois, le sujet est dans l'incapacité d'effectuer cette tâche dans sa globalité ou de ne pouvoir l'effectuer que partiellement, l'exosquelette lui fournit en temps réel l'effort d'assistance nécessaire.

Dans chacune des étapes décrites précédemment, il est demandé au porteur de maintenir sa hanche à une position de 90° environ, pour éviter la gêne pouvant être occasionnée par un couple passif important.

Poursuite de trajectoire : Les expérimentations effectuées ici consistent en la poursuite d'une trajectoire de référence de forme sinusoïdale. Trois cas sont considérés : dans le premier, le porteur est passif et ne développe aucun effort ; dans le second, le porteur développe un couple important et suffisant pour accomplir la tâche sans l'aide de l'exosquelette et dans le troisième cas, le porteur développe un couple moins important que dans le second cas, lui permettant d'accomplir partiellement la tâche qui lui est demandée.

La figure V.3 illustre la trajectoire de référence, la trajectoire réelle de l'articulation du genou, l'erreur de poursuite en position, le couple d'assistance généré par l'exosquelette, le couple développé par le porteur, l'activité musculaire du muscle droit fémoral et le paramètre $\lambda(t)$ du contrôleur.

Dans les intervalles $[0s - 12s]$ et $[25s - 32s]$, le porteur est en mode passif. On observe une poursuite satisfaisante de la trajectoire de référence. L'erreur de poursuite en position est

relativement faible puisque l' EQM est égale à 0.7° . Le couple d'assistance atteint la valeur de $32N.m$, ce qui permet à l'exosquelette de fournir la totalité du couple nécessaire pour accomplir la tâche.

Dans l'intervalle $[12s - 24s]$, le porteur développe une activité musculaire visible à travers les variations des signaux EMG. Le couple développé par le porteur atteint $17N.m$. Au même moment, le couple d'assistance fourni par l'exosquelette n'excède pas $5N.m$ du fait que c'est le porteur qui développe une part importante du couple nécessaire.

Dans l'intervalle $[32s - 49s]$, le porteur développe de nouveau un effort, mais, moins important que celui développé dans l'intervalle $[12s - 24s]$. Le couple développé par le porteur ne dépasse pas $9.5N.m$ quand, au même moment, l'exosquelette fournit un couple d'assistance plus important atteignant $24N.m$.

Ces résultats montrent clairement l'efficacité de la commande passive proposée pour le mode actif-aidé.

Robustesse vis-à-vis des perturbations externes : Pour évaluer la robustesse de la loi de commande proposée, des tests ont été effectués. Il s'agit pour le porteur d'appliquer des perturbations résistives volontaires pour éloigner la position articulaire du genou de la trajectoire de référence. Les résultats de ces tests sont illustrés figure [V.4](#).

Dans l'intervalle $[4.5s - 7.5s]$, le porteur applique une perturbation volontaire en résistant au mouvement de flexion de l'exosquelette. Cette perturbation est observable à travers le couple positif que développe le porteur ; ce couple atteint une valeur relativement importante égale à $18N.m$. On observe également que le paramètre λ décroît de 50 à 13 lorsque l'erreur de poursuite croît. Lorsque la perturbation cesse, λ retrouve sa valeur initiale. En pratique, les perturbations involontaires peuvent survenir lors des mouvements de flexion/extension suite à un spasme musculaire. Ces perturbations peuvent aussi être identifiées à travers l'erreur de poursuite et être ainsi rejetées par la loi de commande.

Dans l'intervalle $[14s - 16.5s]$, le porteur applique un couple résistif en s'opposant au mouvement d'extension de l'articulation du genou. Cette perturbation est clairement observée à travers le couple négatif développé, dont la valeur peut atteindre $-10N.m$. Nous constatons aussi que le paramètre λ croît lorsque l'erreur en poursuite augmente. Il atteint la valeur maximale de 160 lorsque l'erreur de poursuite en position devient très importante et avoisine les 60° . On observe par la suite que l'exosquelette converge à nouveau vers la trajectoire de référence de manière souple, et dans le même temps, λ retrouve sa valeur initiale.

Dans l'intervalle $[20.5s - 22.5s]$, en s'opposant au mouvement d'extension de l'exosquelette, le

porteur applique un effort résistif mais moins important en intensité que dans l'intervalle $[14s - 16.5s]$, à savoir un couple maximal de $-5N.m$. De la même façon que dans l'intervalle $[14s - 16.5s]$, on observe que le paramètre λ croît lorsque l'erreur en poursuite croît. Contrairement à ce qui se produit dans l'intervalle $[14s - 16.5s]$, λ atteint la valeur 100 lorsque l'erreur de poursuite est égale à 17° . Suite à la perturbation observée dans l'intervalle $[20.5s - 22.5s]$, on constate que l'exosquelette converge à nouveau vers la trajectoire de référence.

V.6 Commande par saturation pour l'assistance en mode passif ou actif-aidé

Dans ce qui suit, nous présentons et analysons les résultats expérimentaux de la commande par saturation pour l'assistance en mode passif et en mode actif-aidé. Les bornes de saturation de couple de commande, définies dans IV.67, sont fixées par rapport aux limitations de l'actionneur en termes de couple pour éviter sa saturation. Le choix de ces bornes doit également tenir compte de la condition de stabilité selon laquelle N_1 doit être supérieure à $2N_2$. Dans les expérimentations réalisées, ces bornes ont été fixées comme suit : $N_1 = 8$ et $N_2 = \frac{8}{2.1}$.

Les paramètres K_v et K_p de la loi de commande IV.67, sont quant à eux, ajustés pour obtenir les meilleures performances en termes de poursuite de la trajectoire de référence. Durant cette phase de réglage, il est demandé au porteur de ne fournir aucun effort. Enfin, les paramètres G et λ (IV.65) qui interviennent dans l'assistance en mode actif-aidé pour la rééducation active, peuvent être en pratique fixés en fonction de l'évolution des performances du porteur lors du processus de rééducation. Dans les expérimentations que nous avons menées, nous avons étudié l'influence de ces paramètres dans le processus d'assistance.

Poursuite de trajectoire en mode passif : En mode passif, le porteur ne développe aucun effort, i.e : $\tau_h = 0$. Pour l'évaluation des performances de la commande par saturation pour l'assistance en mode passif, la trajectoire de référence choisie est de forme sinusoïdale. La figure V.5 montre un bon suivi de trajectoire avec une EQM égale à 5.44° . On peut remarquer aussi que le couple de commande reste inférieur ou égal à $15N.m$.

Robustesse vis-à-vis des incertitudes paramétriques et des perturbations externes :

Le premier test consiste à évaluer la robustesse vis-à-vis des incertitudes paramétriques du système Porteur-Exosquelette soumis au couple (IV.67). Une charge de $2kg$ est attachée à la jambe du porteur pour modifier les paramètres du système Porteur-Exosquelette, et en

particulier le couple gravitationnel, d'environ 50%. Les résultats de ce test de robustesse sont illustrés figure V.6. On peut remarquer que le couple de commande est plus important que dans le cas nominal (aucune charge additionnelle) et permet de compenser cette variation paramétrique pour assurer un bon suivi de trajectoire. L'EQM en position qui atteint une valeur de 5.9° reste acceptable.

Le second test concerne la robustesse vis-à-vis des perturbations externes. Ces perturbations, consistant à bloquer l'articulation du genou pendant un intervalle de temps donné, sont appliquées aux instants $t = 9s, 14s, 19s, 22.2s$ et $25.4s$ comme on peut l'observer figure V.7. On peut remarquer que le système Porteur-Exosquelette dévie bien de la trajectoire de référence à ces instants (Figure V.7.A) mais le couple de commande permet d'absorber ces perturbations et de converger à nouveau vers la trajectoire de référence. Le couple de commande ne dépasse pas $20N.m$ (Figure V.7.B). L'EQM qui atteint 6.81° est supérieure à celle obtenue dans le premier test précédent du fait du dépassement causé par le blocage.

Poursuite de trajectoire en mode actif-aidé : Dans ces expérimentations, nous étudions l'influence du gain G et du paramètre λ (IV.65). Les résultats obtenus sont illustrés figures V.8, V.9, V.10 et V.11.

— **Influence du gain G**

Les figures V.8 et V.9 montrent les résultats obtenus pour $\lambda = 0$ et pour deux valeurs du gain G ; G est fixé à 2 puis à 4. L'analyse des figures V.8.B et V.9.B montre clairement qu'avec l'augmentation du gain G , l'exosquelette fourni plus d'effort pour assister le porteur qui développe par conséquent moins d'effort.

Pour $G = 4$, on observe sur la figure V.9.B qu'à l'instant $t = 2s$, le porteur peut effectuer des mouvements de flexion et d'extension en développant seulement un couple de $11.6N.m$. Pour $G = 2$, le porteur développe un couple de $23.7N.m$ à l'instant $t = 4s$, soit le double de l'effort nécessaire pour un mouvement similaire (Figure V.8.B). Comme illustré figures V.8.A et V.9.A, l'augmentation du gain G altère l'interaction entre l'exosquelette et le porteur du fait de l'augmentation de l'erreur de poursuite.

— **Influence du gain λ**

Les figures V.8, V.10 et V.11 illustrent les résultats obtenus en fixant le gain $G = 2$ et en faisant varier le gain λ ; la valeur de λ est fixée successivement à -1, 0 puis 1.

Nous pouvons observer que lorsque la valeur de λ décroît, le porteur développe plus d'effort. À l'instant $t = 2.4s$, le porteur développe un couple égal à $18N.m$ pour $\lambda = 1$

(Figure V.11.B), à $23.7N.m$ pour $\lambda = 0$ (Figure V.8.B) et à $28N.m$ pour $\lambda = -1$ (Figure V.10.A). Pour $\lambda = -1$ et $\lambda = 1$, le porteur développe respectivement 20% d'effort en plus et 25% d'effort en moins, comparativement au couple développé pour $\lambda = 0$. Ces résultats montrent clairement l'efficacité de la commande par saturation pour l'assistance en mode actif-aidé pour la rééducation active, et également le rôle du gain λ pour augmenter l'effort résistif ou assistif de l'exosquelette.

Sur les figures V.8.A, V.10.A et V.11.A, on peut également observer que l'exosquelette suit fidèlement l'intention du porteur.

V.7 Commande basée sur la dynamique d'interaction pour l'assistance en mode actif-aidé

Dans ce paragraphe, nous présentons et analysons les résultats expérimentaux de la commande basée sur la dynamique d'interaction pour l'assistance en mode actif-aidé.

Les paramètres K_i et B_i du contrôleur IV.78 sont ajustés expérimentalement. Les meilleures performances en termes de suivi de la trajectoire du porteur ont été obtenues avec les valeurs suivantes : $K_i = 75$ et $B_i = 6$.

Poursuite de trajectoire : Dans le schéma de la commande basée sur la dynamique d'interaction, le couple généré par le porteur est estimé à partir du modèle musculo-squelettique polynomial identifié (paragraphe III.5.4 et III.5.3).

Les performances de la commande proposée sont étudiées dans deux expérimentations qui diffèrent par la forme de la trajectoire générée par le porteur. Dans la première expérimentation, le porteur effectue des mouvements de flexions/extensions consistant en une succession d'échelons (Figure V.12). Dans la deuxième expérimentation, le porteur réalise des mouvements libres lissés mais exhibant des amplitudes et des fréquences variables. Les résultats obtenus sont illustrés figure V.13. Rappelons ici que l'exosquelette est piloté par la loi de commande IV.78 et interagit avec le porteur selon la dynamique décrite par l'équation IV.82.

Les résultats relatifs à la première expérimentation sont illustrés figure V.12. Dans l'intervalle $[0s - 42s]$, entre la position de repos et la position de d'extension maximale, on observe une série de mouvements en échelons d'environ 10° de hauteur chacun.

Dans l'intervalle $[42s - 70s]$, une série de mouvements de flexion est effectuée cette fois-ci avec une durée d'environ 20s.

La figure V.12 montre clairement que les mouvements de l'exosquelette sont déclenchés par

le porteur.

On peut noter aussi que lorsque la position désirée du porteur est atteinte par l'exosquelette, le porteur ne développe plus d'effort. L'exosquelette fournit le couple nécessaire pour maintenir la jambe du porteur à la position souhaitée. Sur la même figure, on observe clairement la convergence asymptotique du système vers la position désirée, aux instants 22 et 53 secondes respectivement.

Les résultats illustrés figure V.13 sont ceux obtenus dans la deuxième expérimentation où le porteur effectue des mouvements libres lissés. Ces mouvements possèdent des amplitudes variant de 10° à 90° et des fréquences pouvant atteindre $0.5Hz$. Les valeurs des fréquences mises en jeu sont supérieures à celles des mouvements correspondant aux activités physiques quotidiennes comme marcher, monter des escaliers, se lever/s'asseoir, etc. On peut remarquer que l'exosquelette suit de manière satisfaisante la trajectoire désirée et l'intention du porteur puisque l'erreur de poursuite est relativement faible ; l' $EQM = 2.1799^\circ$. Les résultats obtenus dans les deux expérimentations montrent clairement une interaction satisfaisante entre l'exosquelette et le porteur, et l'apport de la commande proposée en termes de transparence de l'exosquelette.

On peut noter aussi que l'exosquelette fournit au minimum 50% de l'effort nécessaire, et qu'il peut aussi fournir jusqu'à approximativement 80% du couple total nécessaire, notamment lors de la phase d'extension qui nécessite d'ordinaire un effort relativement important.

Robustesse vis-à-vis des perturbations externes : Afin de montrer la robustesse de la commande basée sur la dynamique d'interaction proposée vis-à-vis des incertitudes paramétriques du modèle dynamique, une charge de $2kg$ a été placée au niveau du pied du porteur. L'ajout d'une telle charge augmente l'inertie ainsi que le couple gravitationnel. Ce dernier augmente d'environ 50% par rapport à sa valeur nominale.

A partir des figures V.14-B et V.15-B, on peut observer que malgré l'ajout d'une charge additionnelle relativement importante, la qualité de l'interaction entre l'exosquelette et le porteur reste satisfaisante, et ce, sans recourir à un ajustement des paramètres K_i et B_i de la loi de commande.

Sur la figure V.14, on peut remarquer aux instants 14, 19, 33, 45 et 48 s, que la position réelle de l'exosquelette converge asymptotiquement vers la position désirée du porteur. Sur la figure V.15, on peut également noter de bonnes performances en termes de suivi de la trajectoire désirée où l' $EQM=2.71$ degrés.

L'analyse des figures V.12 et V.15 montre aussi que le porteur développe plus d'effort par rapport aux tests effectués sans charge additionnelle, ce qui était prévisible.

V.8 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons mis en œuvre et validé expérimentalement les commandes assistives développées dans le chapitre IV. Ces commandes ont été évaluées sur un sujet volontaire sain âgé de 29 ans, en considérant les modes d'assistance passif et actif-aidé. Le mode passif constitue un cas particulier du mode actif-aidé où le porteur ne développe aucun effort. Pour le bon déroulement de ces expérimentations, toutes les conditions ont été réunies en termes de sécurité du sujet et de protection de ses données privées, et ce conformément à la loi d'Helsinki. L'analyse des résultats expérimentaux des commandes développées montre de bonnes performances en termes de précision de poursuite de trajectoire, de robustesse vis-à-vis des incertitudes paramétriques et des perturbations externes. A travers ces expérimentations, nous avons également mis en avant d'autres propriétés importantes des commandes proposées : la sécurité du sujet porteur, le suivi précis de l'intention du porteur, l'assistance adaptative pour la rééducation active et la transparence de l'interaction exosquelette-porteur.

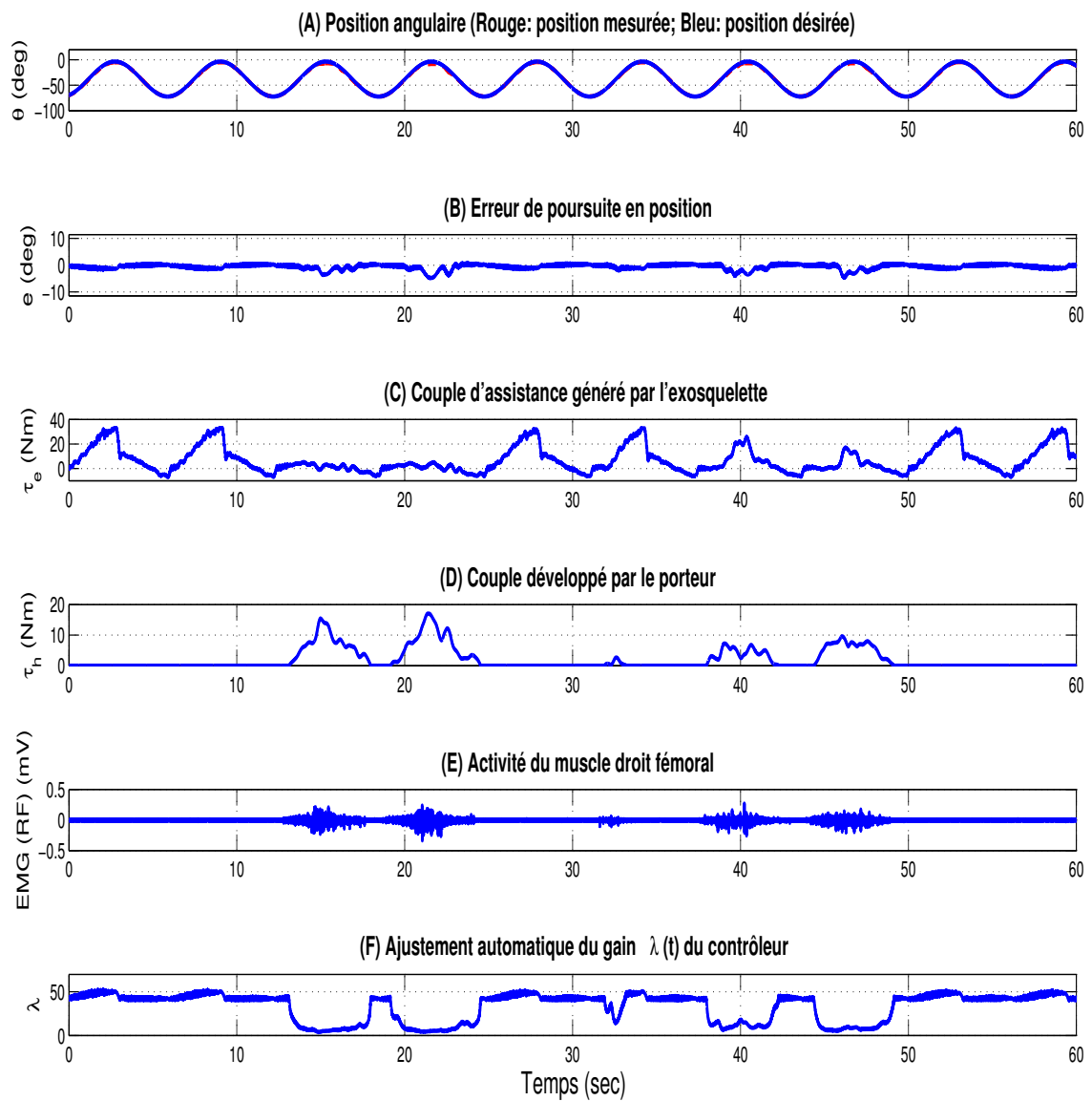


Figure V.3 – Suivi de trajectoire- Commande passive pour l'assistance en mode actif-aidé

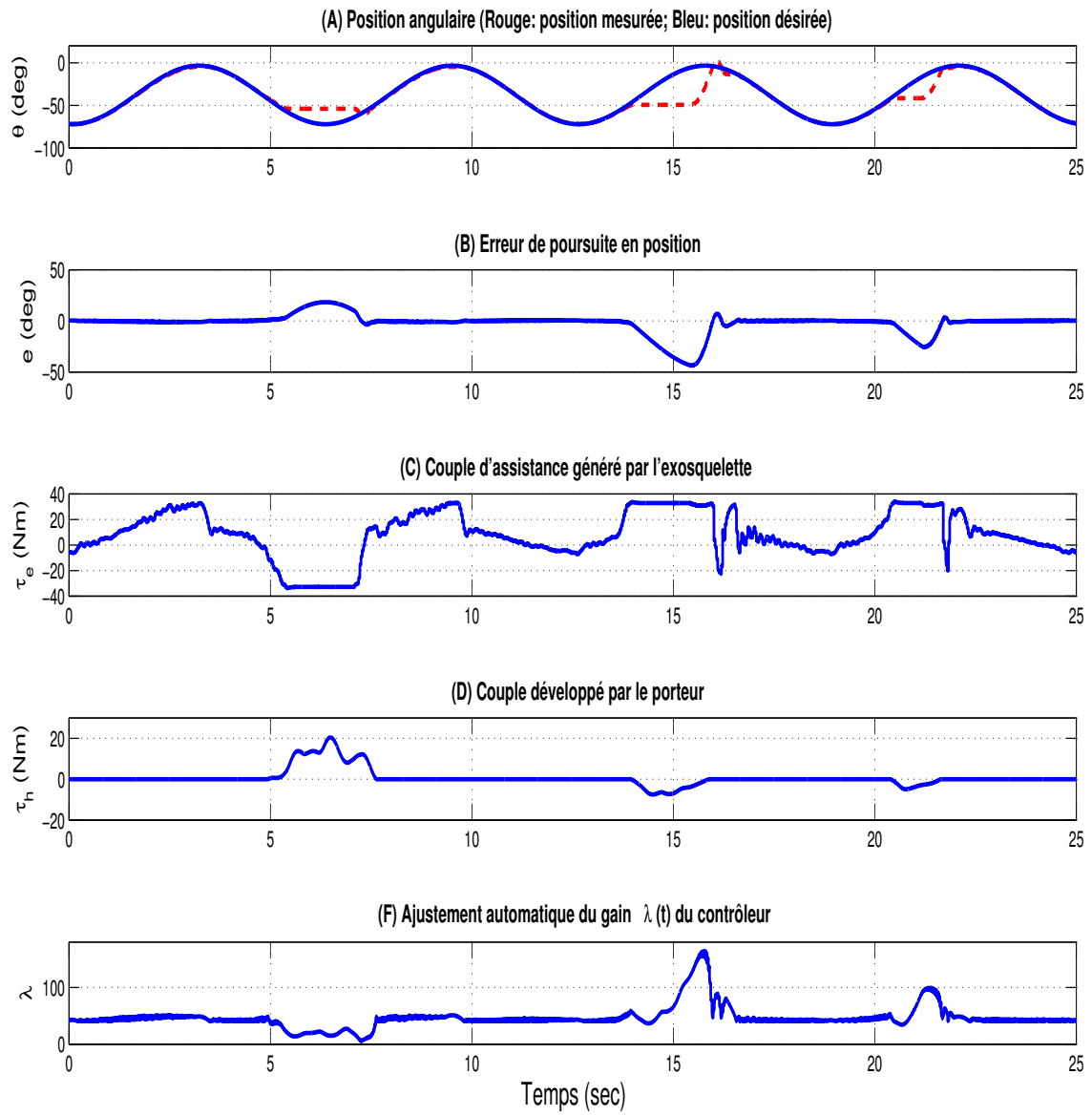


Figure V.4 – Tests de robustesse-commande passive pour l'assistance en mode actif-aidé

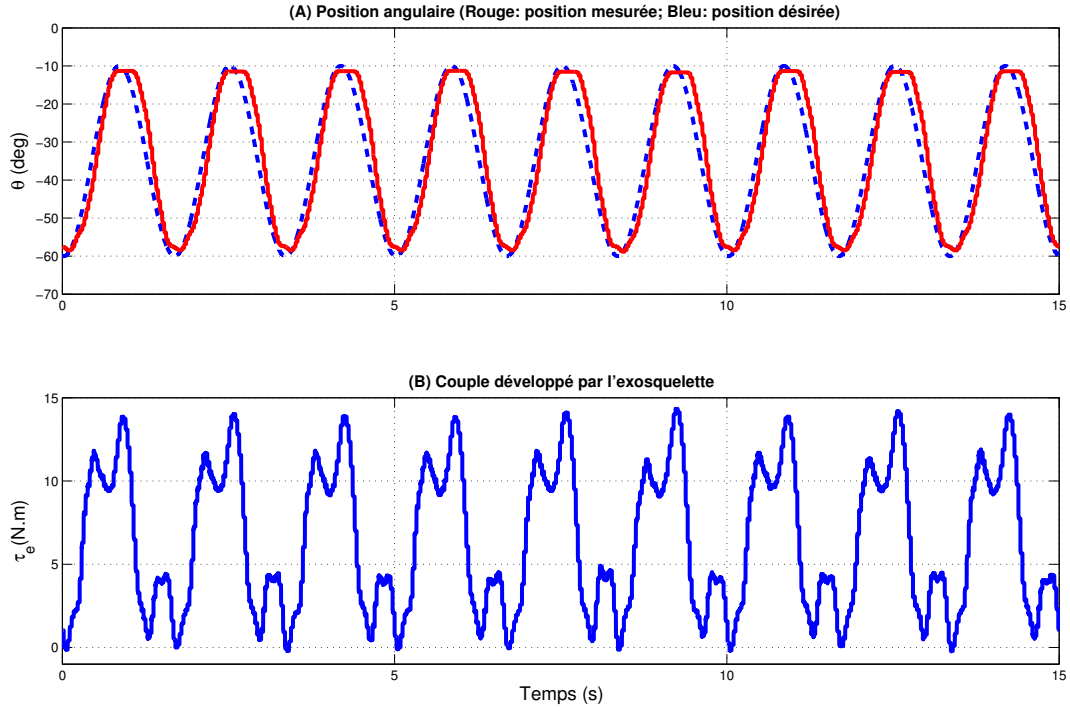


Figure V.5 – Poursuite de trajectoire- commande par saturation pour l'assistance en mode rééducation passive

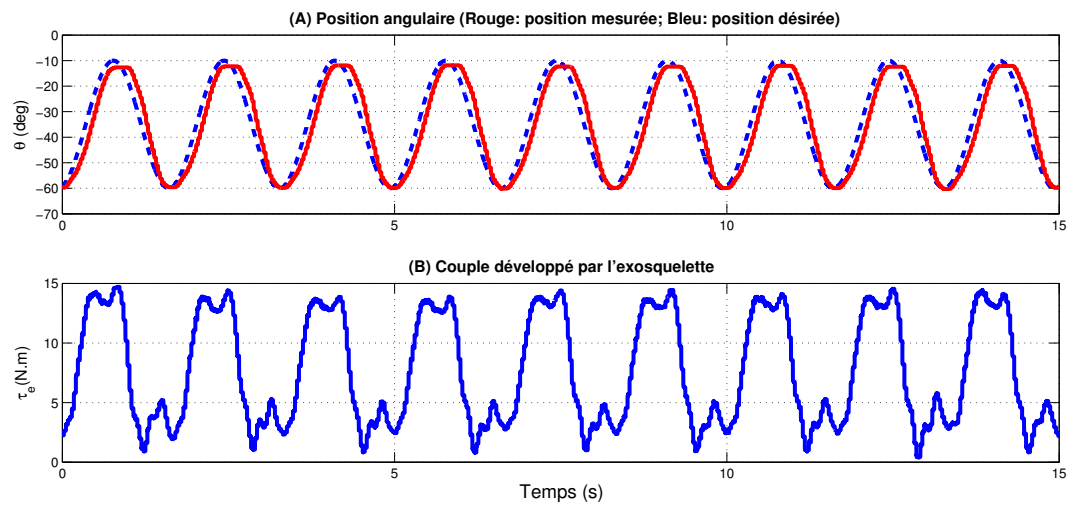


Figure V.6 – Robustesse vis-à-vis des incertitudes paramétriques- commande par saturation pour l'assistance en mode rééducation passive

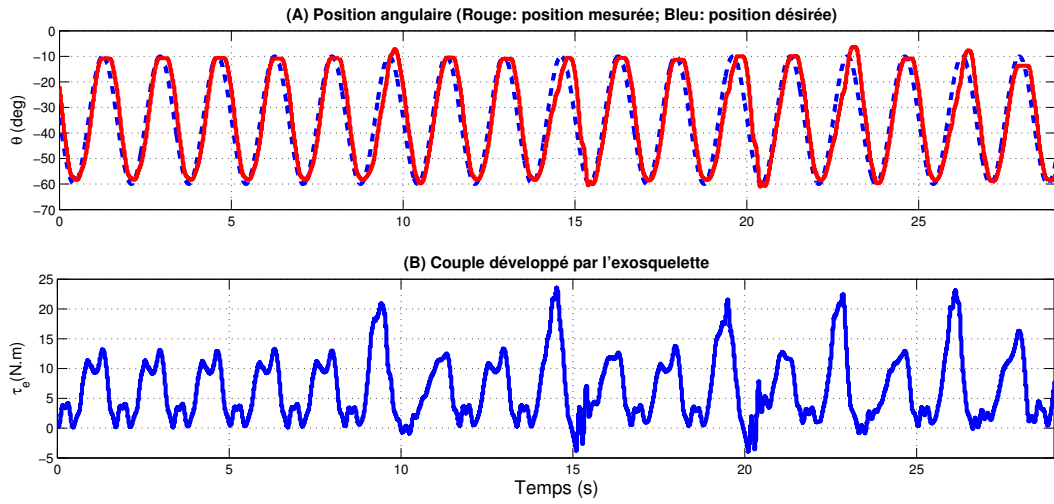


Figure V.7 – Rééducation passive : Tests de robustesses par rapport aux perturbations externes.

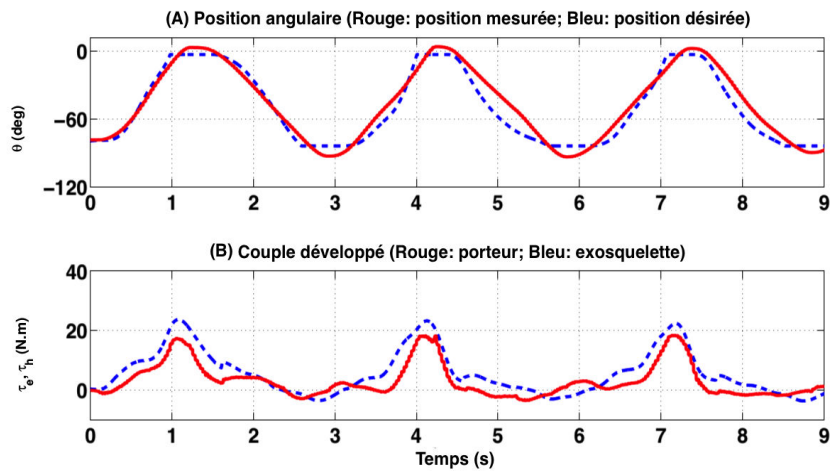


Figure V.8 – Porteur effectuant des mouvements libres - commande par saturation pour l'assistance en mode actif-aidé- $G = 2$ et $\lambda = 0$.

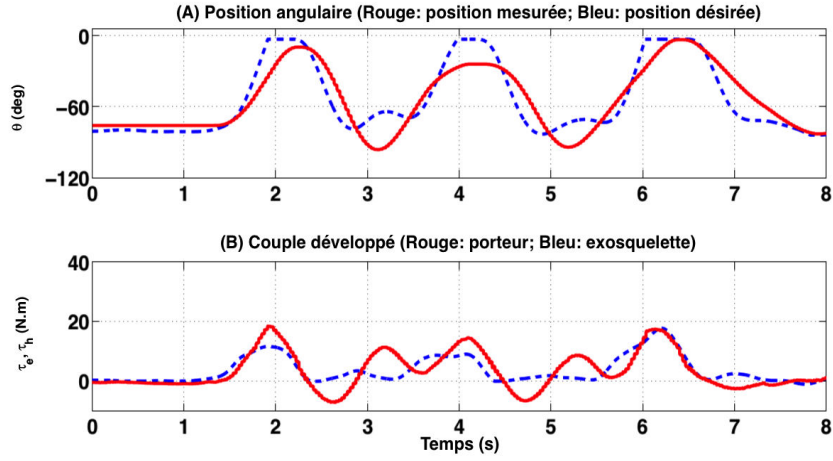


Figure V.9 – Porteur effectuant des mouvements libres - commande par saturation pour l'assistance en mode actif-aidé- $G = 4$ et $\lambda = 0$.

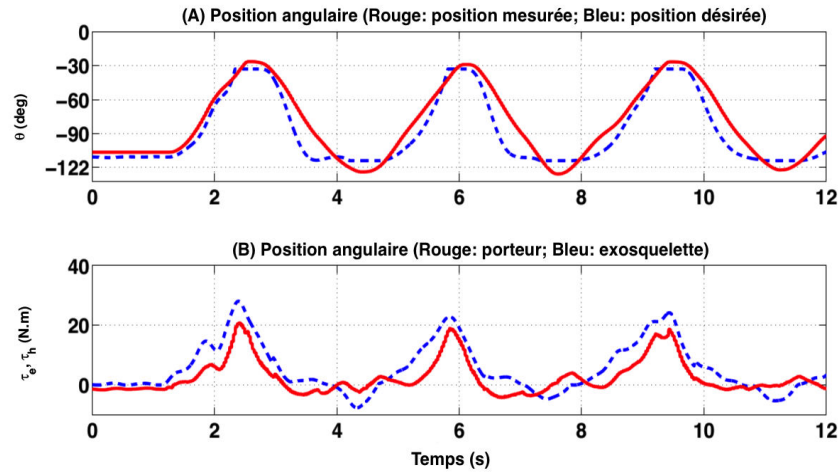


Figure V.10 – Porteur effectuant des mouvements libres - commande par saturation pour l'assistance en mode actif-aidé- $G = 2$ et $\lambda = 1$.

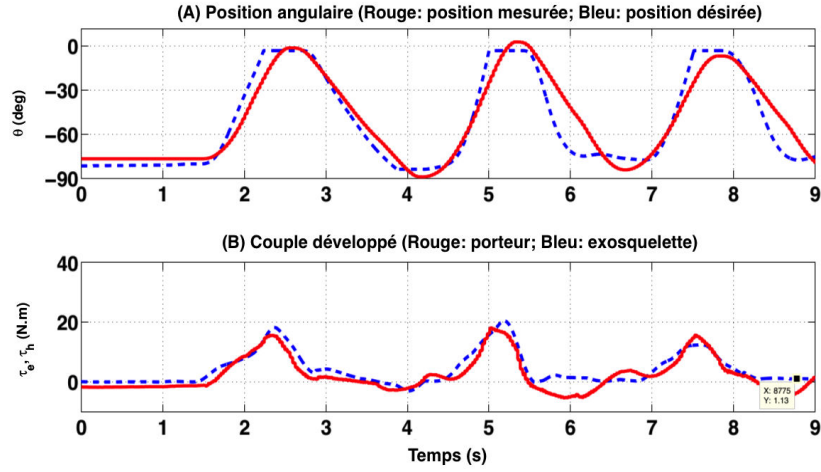


Figure V.11 – Porteur effectuant des mouvements libres - commande par saturation pour l'assistance en mode actif-aidé- $G = 2$ et $\lambda = 2$.

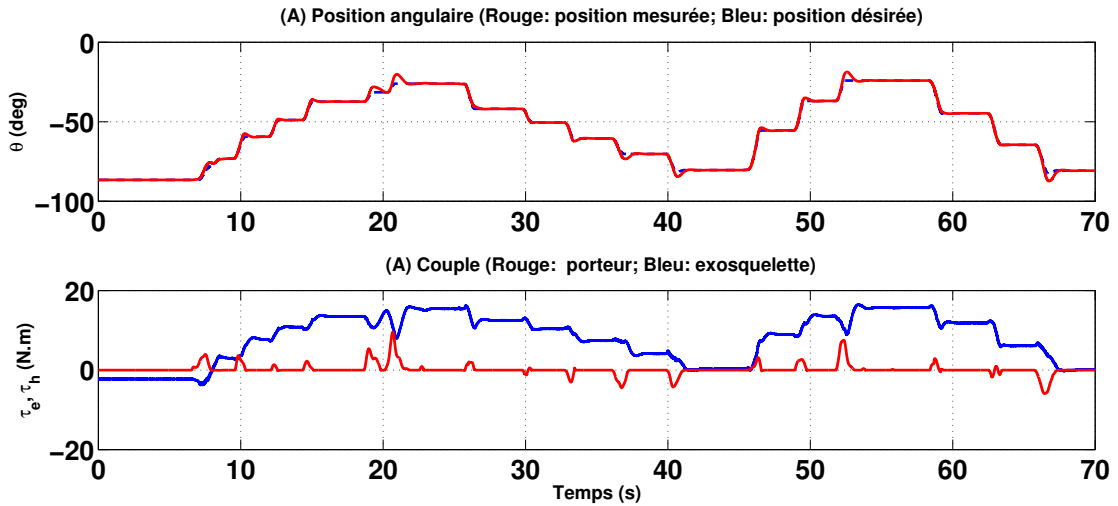


Figure V.12 – Porteur effectuant des mouvements de flexion/extension sous forme d'une succession d'échelons- commande basée sur la dynamique d'interaction

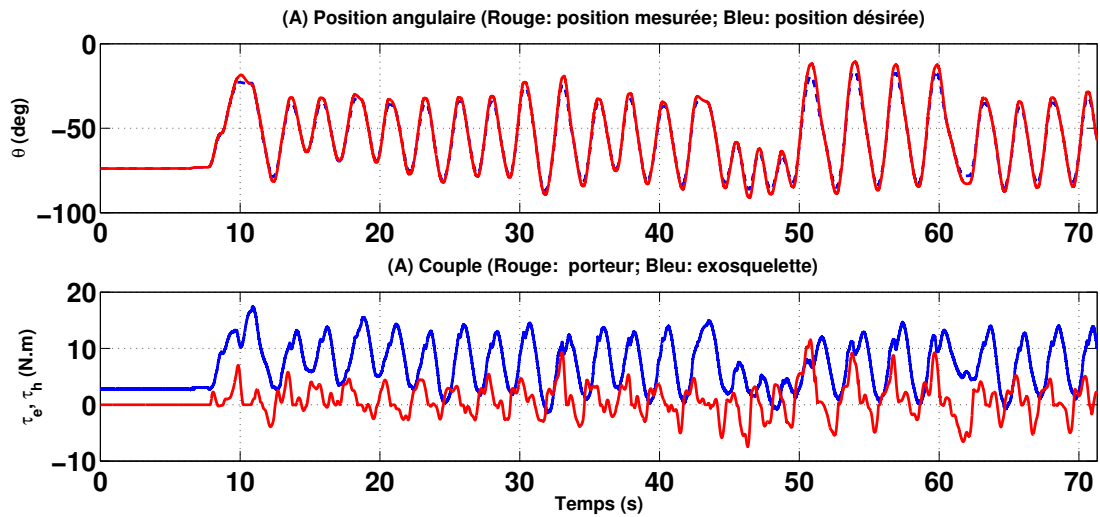


Figure V.13 – Porteur effectuant des mouvements libres lissés - commande basée sur la dynamique d'interaction

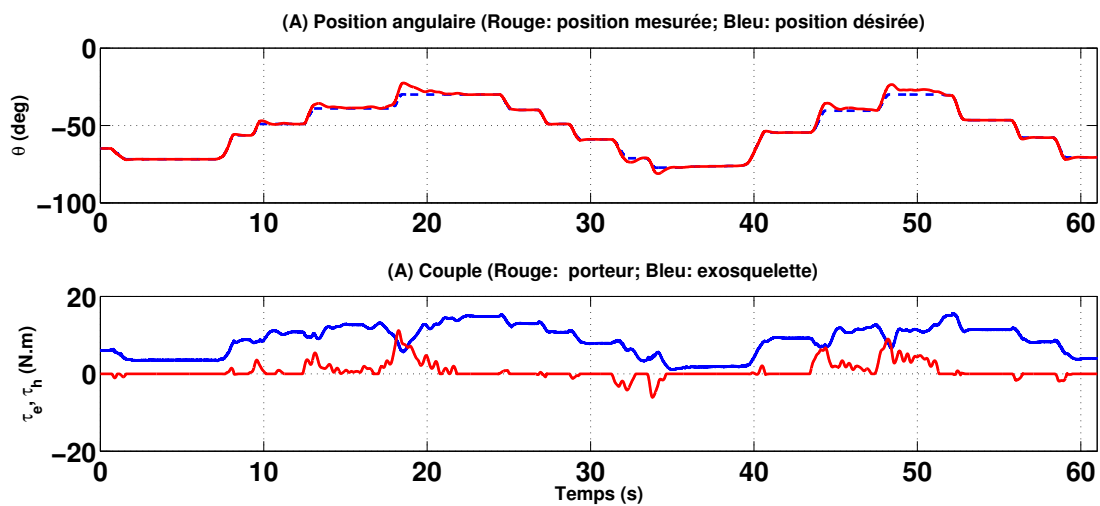


Figure V.14 – Tests de robustesse pour des mouvements en échelons - commande basée sur la dynamique d'interaction

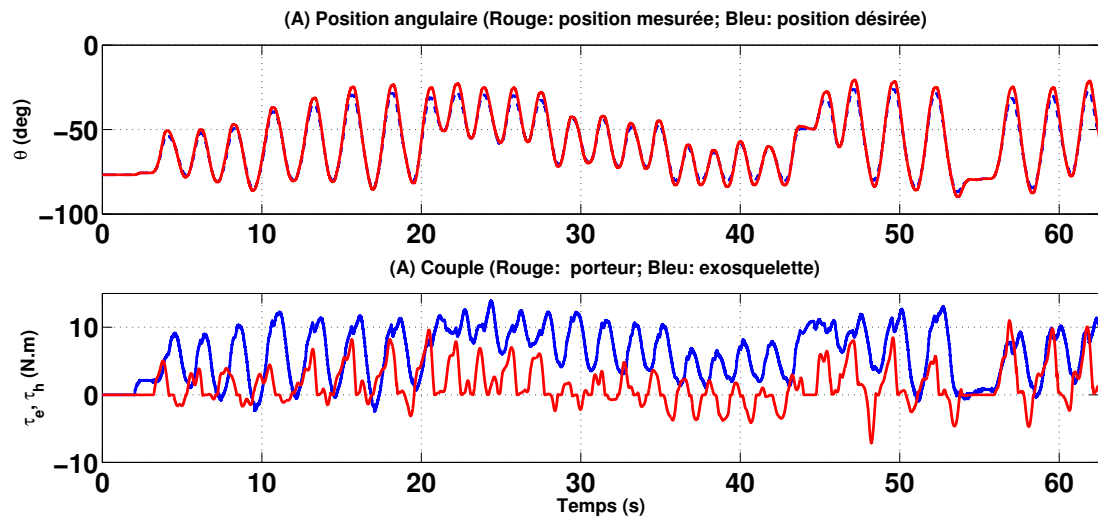


Figure V.15 – Tests de robustesse pour une trajectoire continue. Tests de robustesse pour un porteur effectuant des mouvements en échelons - commande basée sur la dynamique d'interaction

Chapitre VI

Conclusion générale et perspectives

Cette thèse a porté sur la modélisation et la commande assistive basée intention d'un exosquelette du membre inférieur. Nous avons focalisé nos travaux sur l'assistance des mouvements de flexion/extension du genou de sujets présentant des déficiences de cette articulation, ou de sujets âgés ou hémiparétiques nécessitant un renforcement musculaire ou une rééducation.

La première contribution concerne le développement des modèles de connaissances nécessaires à la mise en œuvre de commandes assistives de l'exosquelette, notamment celles basées sur l'intention du sujet porteur. Nous avons ainsi développé deux modèles régissant le mouvement de l'ensemble Exosquelette/Membre inférieur du porteur. Dans le premier modèle, la liaison entre l'exosquelette et le porteur est supposé totalement rigide. Dans le second modèle, l'exosquelette est supposé attaché de manière souple au membre inférieur, formant ainsi deux sous-systèmes inter-connectés, du fait des compliances intrinsèques de la peau, des tissus et du système de fixation de l'exosquelette. Pour aboutir à un modèle de comportement suffisamment réaliste des complexes muscle-tendons de l'articulation du genou, nous avons développé un modèle biomécanique de type Hill. Ce modèle présente l'intérêt d'être simple à mettre œuvre et d'être facilement analysable à partir des méthodes de la mécanique classique. Pour la modélisation de la dynamique d'activation et de désactivation musculaire, nous nous sommes appuyés sur le modèle bi-linéaire de Zajac. Concernant l'estimation de l'intention de mouvement du porteur au niveau de l'articulation du genou, nous avons développé un modèle anatomique planaire générique de type quasi-statique du membre inférieur. Ce modèle est identifié à partir de données de la littérature provenant d'études anatomiques et biomécaniques de spécimens cadavériques. Dans l'optique de faciliter l'implémentation et l'exploitation en temps réel de ce modèle dans des schémas de commandes assistives, nous avons développé un modèle musculo-squelettique polynomial qui, d'une part, offre le même niveau de réalisme et de précision que le modèle musculo-squelettique générique anatomique, et d'autre part, ne nécessite pas l'emploi

de méthodes d'optimisation gourmandes en temps de calcul. Enfin, tous les modèles proposés ont fait l'objet de validations croisées et de tests statistiques.

La deuxième contribution porte sur le développement et l'analyse de stabilité de trois commandes assistives, qui peuvent être exploitées dans le contexte d'une rééducation en mode actif-aidé. La première, basée sur la passivité, exploite les propriétés physiques de l'exosquelette et du sujet porteur pour stabiliser asymptotiquement l'ensemble exosquelette-membre inférieur du porteur. Les paramètres du contrôleur sont ajustés automatiquement en fonction de la contribution du sujet porteur au mouvement. A travers cette commande, l'exosquelette développe un couple correctif permettant de guider le genou vers la trajectoire de référence ou son voisinage. Pour garantir la sécurité du sujet porteur, la seconde commande introduit une saturation pour maintenir le couple d'assistance dans un intervalle donné. Cette commande garantit aussi des mouvements à des vitesses raisonnables et une convergence vers la trajectoire de référence. Nous avons également introduit dans la loi de commande par saturation une fonction permettant de moduler le couple d'assistance en fonction de la phase de rééducation et des performances du sujet. Enfin, la troisième commande a été conçue pour maximiser la transparence de l'exosquelette pour éviter d'altérer les mouvements naturels du sujet porteur. Elle exploite la dynamique d'interaction ayant pour origine les compliances intrinsèques de l'ensemble exosquelette-membre inférieur.

Les expérimentations que nous avons menées montrent de bonnes performances des commandes proposées à la fois en termes de précision de poursuite de trajectoire et de robustesse vis-à-vis des incertitudes paramétriques et des perturbations externes. Ces expérimentations ont également permis de prouver des propriétés importantes des commandes proposées : la sécurité du sujet porteur, le suivi précis de l'intention du sujet, l'assistance adaptative pour la rééducation en mode actif-aidé, et enfin, la transparence de l'interaction exosquelette-porteur.

Les perspectives de ce travail de thèse sont nombreuses et peuvent se résumer ainsi :

-A court terme, il s'agit d'effectuer une étude clinique sur plusieurs sujets afin d'évaluer les apports de l'exosquelette EICOSI et des commandes proposées dans la rééducation du membre inférieur hémiparétique ou le renforcement musculaire pour personnes dépendantes (âgées, accidentées, etc.). Cette étude nécessitera la définition d'un protocole d'expérimentation validé par un comité d'éthique. Ce travail a démarré en collaboration avec des chercheurs cliniciens en médecine physique et de réadaptation du CHU Mondor.

-A moyen et long termes, on peut recenser plusieurs perspectives. Le premier objectif est

d'exploiter la simplicité de représentation du modèle polynomial proposé pour aboutir à une identification en ligne du modèle musculo-squelettique pour s'affranchir de la lourdeur du travail d'identification. Le deuxième objectif est de proposer une extension des modèles et stratégies de commande proposés pour traiter les mouvements de type assis-debout-assis ou les mouvements de la marche pour des sujets souffrant de pathologies de la hanche, du genou et/ou de la cheville. Dans ce cadre, le laboratoire s'est équipé récemment d'un exosquelette des membres inférieurs à 10 degrés de liberté. Enfin, sur la base des commandes proposées pour le mode actif-aidé, il sera intéressant d'étudier des commandes permettant d'assurer une assistance en mode actif-contraint où l'exosquelette corrige le mouvement du sujet ou insiste sur une partie de ce mouvement. Ce mode vise, par exemple, après une rééducation en mode actif-aidé, à inciter le sujet à réaliser un mouvement selon certaines configurations de façon à solliciter certains muscles et à améliorer plus finement la réalisation du mouvement.

Annexe A : Paramètres du modèle musculo-squelettique

A.1 Coordonnées des points de contacts

Les coordonnées cartésiennes des points de contacts concernent les articulations fémoro-tibiale et patello-fémoral. Ces coordonnées sont données par les fonctions f_x^t, f_y^t pour l'articulation fémoro-tibiale, et, les fonctions f_x^p, f_y^p et f_r^p pour l'articulation patello-fémorale. Ces fonctions sont obtenues à partir d'une interpolation par splines d'ordre quatre de données cadavériques consignées dans les tableaux A.1, A.2, A.3, A.4, A.5 pour les fonctions $f_x^t, f_y^t, f_x^p, f_y^p$ et f_r^p repectivement, où, θ_{gn} représente l'angle du genou.

$\theta_{gn}(rad)$	-2.09	-1.74	-1.39	-1.04	-0.69	-0.35	-0.17	0
$x(m)$	-0.0032	0.00179	0.00411	0.00410	0.00212	-0.0010	-0.0031	-0.00525

Tableau A.1 – Coordonées x du point de contact fémoro-tibiale en fonction de l'angle du genou

$\theta_{gn}(rad)$	-2.09	-1.22	-0.52	-0.35	-0.17	0
$y(m)$	-0.4226	-0.4082	-0.3990	-0.3976	-0.3966	-0.3960

Tableau A.2 – Coordonées y du point de contact fémoro-tibiale en fonction de l'angle du genou

Les fonctions $f_x^t, f_y^t, f_x^p, f_y^p$ et f_r^p , définies par partie s'écrivent :

$$S_1(\theta_{gn}) = b + c_1(\theta_{gn} - \theta_{gn,1}) + c_2(\theta_{gn} - \theta_{gn,1})^2 + c_3(\theta_{gn} - \theta_{gn,1})^3 + c_4(\theta_{gn} - \theta_{gn,1})^4 \text{ pour } \theta_{gn} \in [\theta_{gn,1}; \theta_{gn,2}]$$

$$S_1(\theta_{gn}) = b + b_2(\theta_{gn} - \theta_{gn,2}) + c_2(\theta_{gn} - \theta_{gn,2})^2 + d_2(\theta_{gn} - \theta_{gn,2})^3 + c_4(\theta_{gn} - \theta_{gn,2})^4 \text{ pour } \theta_{gn} \in [\theta_{gn,2}; \theta_{gn,3}]$$

Annexe A : Paramètres du modèle musculo-squelettique

$\theta_{gn}(rad)$	-2.09	-1.39	-1.04	-0.69	-0.35	-0.17	0	
$x(m)$	0.0173	0.0324	0.0381	0.0430	0.0469	0.0484	0.0496	-0.00525

Tableau A.3 – Coordonnées x du point de contact patello-fémorale en fonction de l'angle du genou

$\theta_{gn}(rad)$	-2.09	-1.74	-1.39	-1.04	-0.69	-0.35	-0.17	0
$y(m)$	-0.0219	-0.0202	-0.0200	-0.0204	-0.0211	-0.0219	-0.0223	-0.0227

Tableau A.4 – Coordonnées y du point de contact patello-fémorale en fonction de l'angle du genou

$$\begin{aligned} & \vdots \\ & S_{n-1}(x) = \\ & b + b_{n-1}(\theta_{gn} - \theta_{gn,(n-1)}) + c_{n-1}(\theta_{gn} - \theta_{gn,(n-1)})^2 + d_{n-1}(\theta_{gn} - \theta_{gn,(n-1)})^3 + c_4(\theta_{gn,(n-1)} - \theta_{gn,1})^4 \\ & \text{pour } \theta_{gn} \in [\theta_{gn,(n-1)}; \theta_{gn,n}] \end{aligned}$$

Les paramètres b et c_i , $i = 1 : 4$ des fonctions f_x^t , f_y^t , f_x^p , f_y^p et f_r^p sont donnés dans les tableaux [A.6](#), [A.7](#), [A.8](#), [A.9](#), [A.10](#) respectivement.

A.2 Coordonnées des points d'origines des référentiels

A.2.1 Coordonnées de l'origine du référentiel du fémur exprimées dans le référentiel du bassin

$({}^p\mathbf{x}_{of}, {}^p\mathbf{y}_{of}, {}^p\mathbf{z}_{of})$ représentent les coordonnées de l'origine du référentiel du fémur exprimées dans le référentiel du bassin. Ces coordonnées ont respectivement pour valeurs : -0.0707, -0.0661 et 0.0835.

A.2.2 Coordonnées de l'origine du référentiel du fémur exprimées dans le référentiel du tibia

(f_x^t, f_y^t, f_z^t) représentent les coordonnées de l'origine du référentiel du fémur exprimées dans le référentiel du tibia. f_x^t et f_y^t sont calculés dans le paragraphe [A.1](#) et $f_z^t = 0$

A.2 Coordonnées des points d'origines des référentiels

$\theta_{gn}(rad)$	-2.09	-2.00	-1.45	-0.52	0.027	0.17
$z(m)$	0.308	0.308	0.306	0.270	-0.036	-0.280

Tableau A.5 – Coordonnées z du point de contact patello-fémorale en fonction de l'angle du genou

intervalle angulaire(rad)	$c1$	$c2$	$c3$	$c4$	b
$[-2.09, -1.74[$	-0.013550	0	0.015917	-0.0032	-2.09
$[-1.74, -1.39[$	0.0054769	-0.014228	0.010937	0.00179	-1.74
$[-1.39, -1.04[$	-0.00042746	-0.0084769	0.0029907	0.00411	-1.39
$[-1.04, -0.69[$	0.0046294	-0.0089258	-0.0031	0.0041	-1.04
$[-0.69, -0.35[$	-0.0012756	-0.0040649	-0.0076470	0.00212	-0.69
$[-0.35, -0.17[$	0.0047113	-0.0053660	-0.010853	-0.0010	-0.35
$[-0.17, 00.00[$	0.0055331	-0.0028219	-0.012327	-0.0031	-0.17

Tableau A.6 – Les paramètres c_i et b de la fonction f_x^t

A.2.3 Coordonnées de l'origine du référentiel de la patella expérimentées dans le référentiel du tibia

$(f_x^p, f_y^p, {}^t\mathbf{z}_{opt})$ représentent les coordonnées de l'origine du référentiel du fémur exprimées dans le référentiel du bassin. f_x^p et f_y^p sont calculés dans le paragraphe A.1 et ${}^t\mathbf{z}_{opt} = 0.0024$

Annexe A : Paramètres du modèle musculo-squelettique

intervalle angulaire(rad)	$c1$	$c2$	$c3$	$c4$	b
$[-2.09, -1.22[$	-0.00065103	0	0.017044	-0.4226	-2.09
$[-1.22, -0.52[$	-0.0025182	-0.0016992	0.015566	-0.4082	-1.22
$[-0.52, -0.35[$	-0.0021614	-0.0069874	0.0094856	-0.3990	-0.52
$[-0.35, -0.17[$	0.0027526	-0.0080897	0.0069225	-0.3976	-0.35
$[-0.17, 00.00[$	0.012948	-0.0066033	0.0042778	-0.3966	-0.17

Tableau A.7 – Les paramètres c_i et b de la fonction f_y^t

intervalle angulaire(rad)	$c1$	$c2$	$c3$	$c4$	b
$[-2.09, -1.39[$	-0.0034101	0	0.023242	0.0173	-2.09
$[-1.39, -1.04[$	0.0045927	-0.0071612	0.01823	0.0324	-1.39
$[-1.04, -0.69[$	-0.00070103	-0.0023389	0.014904	0.0381	-1.04
$[-0.69, -0.35[$	-0.0042694	-0.003075	0.01301	0.0430	-0.69
$[-0.35, -0.17[$	0.0071817	-0.0074298	0.009438	0.0469	-0.35
$[-0.17, 00.00[$	0.0069641	-0.0035517	0.0074613	0.0484	-0.17

Tableau A.8 – Les paramètres c_i et b de la fonction f_x^p

intervalle angulaire(rad)	$c1$	$c2$	$c3$	$c4$	b
$[-2.09, -1.74[$	-0.0024986	0	0.0039449	-0.0219	-2.09
$[-1.74, -1.39[$	-0.003248	-0.0038979	0.00198	-0.0202	-1.57
$[-1.39, -1.04[$	0.0051938	-0.0056518	0.00019902	-0.0200	-1.39
$[-1.04, -0.69[$	-0.00067033	-0.00019826	-0.0018485	-0.0204	-1.04
$[-0.69, -0.35[$	0.0016211	-0.00090211	-0.0022336	-0.0211	-0.69
$[-0.35, -0.17[$	-0.0022411	0.0007514	-0.0022849	-0.0219	-0.35
$[-0.17, 0[$	0.00087385	-0.00045877	-0.0022322	-0.0223	-0.17

Tableau A.9 – Les paramètres c_i et b de la fonction f_y^p

intervalle angulaire(rad)	$c1$	$c2$	$c3$	$c4$	b
$[-2.09, -2.00[$	-0.0096558	0	(0.0000782	0.3080	-2.09
$[-2.00, -1.45[$	-0.0067638	-0.0026071	-0.00015642	0.3080	-2.00
$[-1.45, -0.52[$	-0.019359	-0.013767	-0.0091624	0.3060	-1.45
$[-0.52, 0.027[$	-1.4617	-0.067779	-0.085001	0.2700	-0.52
$[0.027, 0.17[$	5.7491	-2.4663	-1.4712	-0.0360	0.027

Tableau A.10 – Les paramètres c_i et b de la fonction f_r^p

A.3 Coordonnées des points d'insertions des actionneurs muscles-tendons

Muscle	Coordonnées			segment	angle
	x	y	z		
Extenseur					
droit fémoral	-0.0295	-0.0311	0.0968	PELVIS	
	0.0334	-0.4030	0.0019	FEMUR	(-3.0, -1.46)
	0.0121	0.0437	-0.0010	PATELLA	
vaste latéral	0.0048	-0.1854	0.0349	FEMUR	
	0.0269	-0.2591	0.0409	FEMUR	
	0.0361	-0.4030	0.0205	FEMUR	(-3.0, -1.21)
	0.0253	-0.4243	0.0184	FEMUR	(-3.0, -1.92)
	0.0103	0.0423	0.0141	PATELLA	
vaste médial	0.0140	-0.2099	0.0188	FEMUR	
	0.0356	-0.2769	0.0009	FEMUR	
	0.0370	-0.4048	-0.0125	FEMUR	(-3.0, -1.21)
	0.0274	-0.4255	-0.0131	FEMUR	(-3.0, -1.78)
	0.0063	0.0445	-0.0170	PATELLA	
vaste intermédiaire	0.0290	-0.1924	0.0310	FEMUR	
	0.0335	-0.2084	0.0285	FEMUR	
	0.0343	-0.4030	0.0055	FEMUR	(-3.0, -1.42)
	0.0058	0.0480	-0.0006	PATELLA	
Fléchisseur					
semi-membraneux	-0.1192	-0.1015	0.0695	PELVIS	
	-0.0243	-0.0536	-0.0194	TIBIA	
semi-tendineux	-0.1237	-0.1043	0.0603	PELVIS	
	-0.0314	-0.0545	-0.0146	TIBIA	
	-0.0113	-0.0746	-0.0245	TIBIA	
	0.0027	-0.0956	-0.0193	TIBIA	
biceps femoris (lh)	-0.1244	-0.1001	0.0666	PELVIS	
	-0.0081	-0.0729	0.0423	TIBIA	
biceps femoris (sh)	0.0050	-0.2111	0.0234	FEMUR	
	-0.0101	-0.0725	0.0406	TIBIA	

Références bibliographiques

- [1] U. N. D. of Economic and S. A. P. Division, World Population Ageing 2009. UN, UK distributor : Stationery Office, 2010. [vii](#), [7](#)
- [2] Analgesie, “L’analgésie par acupuncture ([http : //analgesie – acupuncture.e – monsite.com](http://analgesie-acupuncture.e-monsite.com)),” 2014. [vii](#), [10](#)
- [3] T. Palanet, “Les systeme nerveux végétatif ([http ://www.trikapalanet-fr.com](http://www.trikapalanet-fr.com)),” 2014. [vii](#), [11](#)
- [4] A. Humaine, “L’anatomie humaine ([http ://www.anatomie-humaine.com](http://www.anatomie-humaine.com)),” 2014. [vii](#), [12](#)
- [5] G. J. Tortora, N. P. Anagnostakos, P. Mathieu, and F. Galan, Principes d’anatomie et de physiologie. Centre éducatif et culturel, 1988. [vii](#), [13](#), [19](#)
- [6] S. chimique de France, “www.societechimiquedefrance.fr,” 2014. [vii](#), [14](#)
- [7] R. M. Enoka, Neuromechanical basis of kinesiology. Human Kinetics Champaign, IL, 1994. [vii](#), [18](#)
- [8] SVTGhedir, “Science de la vie et de la terre : ressources pédagogiques ([http : //svt.ghediri.com](http://svt.ghediri.com)),” 2014. [vii](#), [18](#)
- [9] D. Randall, W. Burggren, and K. French, “Membranes, channels, and transport,” Animal physiology mechanisms and adaptations. WH Freeman and Company, New York, pp. 79–110, 2002. [vii](#), [19](#)
- [10] M. e. M.-M. Lefrancois, “Anatomie des articulations : notions de base,” Anatomie des articulations : notions de base, 2004. [vii](#), [21](#), [22](#)
- [11] C. S. Institute, “www.coloradospineinstitute.com,” 2014. [vii](#), [24](#)

Références bibliographiques

- [12] S. L. Delp, F. C. Anderson, A. S. Arnold, P. Loan, A. Habib, C. T. John, E. Guendelman, and D. G. Thelen, “Opensim : open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement,” Biomedical Engineering, IEEE Transactions on, vol. 54, no. 11, pp. 1940–1950, 2007. [vii](#), [25](#), [26](#), [27](#)
- [13] I. Kapandji, Physiologie articulaire fascicule 2 : membre inférieur. Paris : Maloine, 2004. [vii](#), [28](#)
- [14] P. Groshaw, “Hardiman i arm test, hardiman i prototype,” General Electric Report S-70-1019, General Electric Co., Schenectady, NY, 1969. [vii](#), [37](#), [38](#)
- [15] A. Seireg and J. Grundmann, “Design of a multitask exoskeletal walking device for paraplegics,” Biomechanics of Medical Devices, pp. 569–644, 1981. [vii](#), [37](#), [38](#)
- [16] Berkeley, “Berkeley robotics and human engineering laboratory ([http : //bleex.me.berkeley.edu](http://bleex.me.berkeley.edu)),” 2014. [vii](#), [39](#)
- [17] Y. Sankai, “Hal : Hybrid assistive limb based on cybernics,” in Robotics Research, pp. 25–34, Springer, 2011. [viii](#), [39](#), [40](#)
- [18] K. Yamamoto, K. Hyodo, M. Ishii, and T. Matsuo, “Development of power assisting suit for assisting nurse labor.,” JSME International Journal Series C, vol. 45, no. 3, pp. 703–711, 2002. [viii](#), [39](#), [40](#)
- [19] J. E. Pratt, B. T. Krupp, C. J. Morse, and S. H. Collins, “The roboknee : an exoskeleton for enhancing strength and endurance during walking,” in Robotics and Automation, 2004. Proceedings. ICRA’04. 2004 IEEE International Conference on, vol. 3, pp. 2430–2435, IEEE, 2004. [viii](#), [40](#), [41](#)
- [20] B. Weinberg, J. Nikitzuk, S. Patel, B. Patriitti, C. Mavroidis, P. Bonato, and P. Canavan, “Design, control and human testing of an active knee rehabilitation orthotic device,” in Robotics and Automation, 2007 IEEE International Conference on, pp. 4126–4133, IEEE, 2007. [viii](#), [41](#), [42](#)
- [21] J. Nikitzuk, A. Das, H. Vyas, B. Weinberg, and C. Mavroidis, “Adaptive torque control of electro-rheological fluid brakes used in active knee rehabilitation devices,” in Robotics and Automation, 2006. ICRA 2006. Proceedings 2006 IEEE International Conference on, pp. 393–399, IEEE, 2006. [viii](#), [41](#), [42](#)
- [22] Y. Saito, K. Kikuchi, H. Negoto, T. Oshima, and T. Haneyoshi, “Development of externally powered lower limb orthosis with bilateral-servo actuator,” in Rehabilitation Robotics, 2005. ICORR 2005. 9th International Conference on, pp. 394–399, IEEE, 2005. [viii](#), [43](#)
- [23] H. He and K. Kiguchi, “A study on emg-based control of exoskeleton robots for human lower-limb motion assist,” in Information Technology Applications in Biomedicine, 2007.

- ITAB 2007. 6th International Special Topic Conference on, pp. 292–295, IEEE, 2007. [viii](#), [44](#), [45](#)
- [24] S. Masahiro, E. Kiyoshi, and S. Yoshiyuki, “Substitution of motor function of polio survivors who have permanent paralysis of limbs by using cybernic voluntary control,” in Robotics and Biomimetics (ROBIO), 2009 IEEE International Conference on, pp. 504–509, IEEE, 2009. [viii](#), [46](#), [47](#)
- [25] T. Kawabata, H. Satoh, and Y. Sankai, “Working posture control of robot suit hal for reducing structural stress,” in Robotics and Biomimetics (ROBIO), 2009 IEEE International Conference on, pp. 2013–2018, IEEE, 2009. [viii](#), [47](#), [48](#)
- [26] T. Hayashi, H. Kawamoto, and Y. Sankai, “Control method of robot suit hal working as operator’s muscle using biological and dynamical information,” in Intelligent Robots and Systems, 2005.(IROS 2005). 2005 IEEE/RSJ International Conference on, pp. 3063–3068, IEEE, 2005. [viii](#), [47](#), [48](#)
- [27] C. Fleischer and G. Hommel, “Torque control of an exoskeletal knee with emg signals,” VDI BERICHTE, vol. 1956, p. 79, 2006. [viii](#), [50](#)
- [28] T.-H. Huang, C.-A. Cheng, and H.-P. Huang, “Self-learning assistive exoskeleton with sliding mode admittance control,” in Intelligent Robots and Systems (IROS), 2013 IEEE/RSJ International Conference on, pp. 698–703, IEEE, 2013. [viii](#), [50](#), [51](#)
- [29] R. Gopura and K. Kiguchi, “A human forearm and wrist motion assist exoskeleton robot with emg-based fuzzy-neuro control,” in Biomedical Robotics and Biomechatronics, 2008. BioRob 2008. 2nd IEEE RAS & EMBS International Conference on, pp. 550–555, IEEE, 2008. [viii](#), [51](#), [52](#)
- [30] T. Ando, M. Watanabe, and M. G. Fujie, “Extraction of voluntary movement for an emg controlled exoskeletal robot of tremor patients,” in Neural Engineering, 2009. NER’09. 4th International IEEE/EMBS Conference on, pp. 120–123, IEEE, 2009. [viii](#), [52](#)
- [31] K. Tong, S. Ho, P. Pang, X. Hu, W. Tam, K. Fung, X. Wei, P. Chen, and M. Chen, “An intention driven hand functions task training robotic system,” in Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2010 Annual International Conference of the IEEE, pp. 3406–3409, IEEE, 2010. [viii](#), [52](#), [53](#)
- [32] Z. O. Khokhar, Z. G. Xiao, C. Menon, et al., “Surface emg pattern recognition for real-time control of a wrist exoskeleton,” Biomedical engineering online, vol. 9, no. 1, p. 41, 2010. [viii](#), [52](#), [53](#)
- [33] G. S. Sawicki, K. E. Gordon, and D. P. Ferris, “Powered lower limb orthoses : applications in motor adaptation and rehabilitation,” in Rehabilitation Robotics, 2005. ICORR 2005. 9th International Conference on, pp. 206–211, IEEE, 2005. [viii](#), [52](#), [54](#)

Références bibliographiques

- [34] J. Rosen, M. Brand, M. B. Fuchs, and M. Arcan, “A myosignal-based powered exoskeleton system,” Systems, Man and Cybernetics, Part A : Systems and Humans, IEEE Transactions on, vol. 31, no. 3, pp. 210–222, 2001. [viii](#), [53](#), [54](#), [124](#)
- [35] G. T. Yamaguchi and F. E. Zajac, “A planar model of the knee joint to characterize the knee extensor mechanism,” Journal of Biomechanics, vol. 22, no. 1, pp. 1–10, 1989. [viii](#), [75](#), [76](#), [80](#)
- [36] S. L. Delp, J. P. Loan, M. G. Hoy, F. E. Zajac, E. L. Topp, and J. M. Rosen, “An interactive graphics-based model of the lower extremity to study orthopaedic surgical procedures,” Biomedical Engineering, IEEE Transactions on, vol. 37, no. 8, pp. 757–767, 1990. [viii](#), [xi](#), [75](#), [76](#), [80](#), [82](#), [92](#), [93](#)
- [37] E. M. Arnold, S. R. Ward, R. L. Lieber, and S. L. Delp, “A model of the lower limb for analysis of human movement,” Annals of biomedical engineering, vol. 38, no. 2, pp. 269–279, 2010. [viii](#), [77](#)
- [38] G. T. Yamaguchi, Dynamic modeling of musculoskeletal motion : a vectorized approach for biomechanical analysis in three dimensions. Kluwer Academic Publishers Norwell, MA, 2001. [ix](#), [81](#), [92](#)
- [39] R. Kelly, V. S. Davila, V. Santibañez, and A. Lorâia, Control of robot manipulators in joint space. Springer, 2005. [x](#), [105](#), [106](#)
- [40] A. A. Vandervoort, “Aging of the human neuromuscular system,” Muscle & nerve, vol. 25, no. 1, pp. 17–25, 2002. [7](#), [8](#), [31](#)
- [41] C. S. Sherrington, The integrative action of the nervous system. CUP Archive, 1966. [9](#)
- [42] E. G. T. Liddell and C. S. Sherrington, “Recruitment and some other features of reflex inhibition,” Proceedings of the Royal Society of London. Series B, Containing Papers of a Biological Character, vol. 97, no. 686, pp. 488–518, 1925. [12](#)
- [43] A. Gordon, A. F. Huxley, and F. Julian, “The variation in isometric tension with sarcomere length in vertebrate muscle fibres,” The Journal of Physiology, vol. 184, no. 1, pp. 170–192, 1966. [15](#), [65](#)
- [44] A. Hill, “The heat of shortening and the dynamic constants of muscle,” Proceedings of the Royal Society of London. Series B, Biological Sciences, vol. 126, no. 843, pp. 136–195, 1938. [15](#), [61](#), [65](#), [66](#)
- [45] E. N. Marieb, “Anatomie et physiologie humaines : adaptation de la 6 e édition américaine,” Edition Pearson éducation, pp. 1011–10115, 2005. [21](#), [24](#)
- [46] H. C. Leeds and M. G. Ehrlich, “Instability of the distal tibiofibular syndesmosis after bimalleolar and trimalleolar ankle fractures,” The Journal of bone and joint surgery. American volume, vol. 66, no. 4, pp. 490–503, 1984. [24](#)

- [47] S. Bouisset and B. Maton, “Muscles, posture et mouvement,” Bases et applications de la méthode électromyographique. Paris : Hermann, 1995. 26
- [48] C. Cazeau, “Faut-il s’ intéresser à la bipédie : Analyse anatomique et biomécanique dans diverses classes animales. utilité pour la recherche de la phylogénie humaine,” Maîtrise Orthopédique, vol. 155, 2006. 26
- [49] A. Bull and A. Amis, “Knee joint motion : description and measurement,” Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H : Journal of Engineering in Medicine, vol. 212, no. 5, pp. 357–372, 1998. 26
- [50] I. Kapandji, “Physiologie articulaire. membre inferieur : La hanche, le genou, la cheville, le pied, la voûte plantaire,” Edition SA Maloine, 1985. 26
- [51] M. et sante, “Troubles musculo-squelettique (www.medecine-et-sante.com),” 2014. 28
- [52] ONCEP, “Définition du handicap moteur,” Office national d’information sur les enseignements et les professions, france, 2010. 29
- [53] FEACVT, “Quatrième enquête européenne sur les conditions de travail,” Fondation Européenne pour l’Amélioration des Conditions de Vie et de Travail, 2005. 30
- [54] AESST, “Introduction aux troubles musculo-squelettiques d’origine professionnelle,” Agence européenne pour la sécurité et la santé au travail, 2007. 30
- [55] K. Häkkinen and A. Häkkinen, “Muscle cross-sectional area, force production and relaxation characteristics in women at different ages,” European journal of applied physiology and occupational physiology, vol. 62, no. 6, pp. 410–414, 1991. 31
- [56] D. Gallagher, E. Ruts, M. Visser, S. Heshka, R. N. Baumgartner, J. Wang, R. N. Pierson, F. X. Pi-Sunyer, and S. B. Heymsfield, “Weight stability masks sarcopenia in elderly men and women,” American Journal of Physiology-Endocrinology And Metabolism, vol. 279, no. 2, pp. E366–E375, 2000. 31
- [57] V. A. Hughes, W. R. Frontera, R. Roubenoff, W. J. Evans, and M. A. F. Singh, “Longitudinal changes in body composition in older men and women : role of body weight change and physical activity,” The American journal of clinical nutrition, vol. 76, no. 2, pp. 473–481, 2002. 31
- [58] D. Thompson, “Aging and sarcopenia,” Journal of Musculoskeletal and Neuronal Interactions, vol. 7, no. 4, p. 344, 2007. 31
- [59] A. A. Sayer, H. Syddall, H. Martin, H. Patel, D. Baylis, and C. Cooper, “The developmental origins of sarcopenia,” The Journal of Nutrition Health and Aging, vol. 12, no. 7, pp. 427–432, 2008. 31
- [60] I. H. Rosenberg, “Summary comments,” The American Journal of Clinical Nutrition, vol. 50, no. 5, pp. 1231–1233, 1989. 31

Références bibliographiques

- [61] F. Derbré, Etude des voies de signalisation impliquées dans la sarcopénie : Rôle du stress oxydant et de l'inactivité physique. PhD thesis, Université Rennes II, 2011. [32](#)
- [62] A. Aniansson, G. Grimby, and M. Hedberg, "Compensatory muscle fiber hypertrophy in elderly men," Journal of Applied Physiology, vol. 73, no. 3, pp. 812–816, 1992. [32](#)
- [63] W. R. Frontera, V. A. Hughes, R. A. Fielding, M. A. Fiatarone, W. J. Evans, and R. Roubenoff, "Aging of skeletal muscle : a 12-yr longitudinal study," Journal of Applied Physiology, vol. 88, no. 4, pp. 1321–1326, 2000. [32](#)
- [64] Y. Boirie, "Physiopathological mechanism of sarcopenia," JNHA-The Journal of Nutrition, Health and Aging, vol. 13, no. 8, pp. 717–723, 2009. [32](#)
- [65] N. K. Latham, D. A. Bennett, C. M. Stretton, and C. S. Anderson, "Systematic review of progressive resistance strength training in older adults," The Journals of Gerontology Series A : Biological Sciences and Medical Sciences, vol. 59, no. 1, pp. M48–M61, 2004. [32](#)
- [66] M. A. Rousseau, Appareil locomoteur. Paris : Ellipses, 2009. [33](#)
- [67] H. Neiger and P. Gosselin, Les 1/2 tirements musculaires analytiques manuels. Techniques passives. Edition Maloine, 1998. [34](#)
- [68] N. J. Mizen, "Preliminary design for the shoulders and arms of a powered exoskeletal structure.," tech. rep., DTIC Document, 1965. [37](#)
- [69] E. Kulrsar, "Moving and support system for the human body," Dec. 19 1967. US Patent 3,358,678. [37](#)
- [70] M. Vukobratovic, V. Ciric, and D. Hristic, "Contribution to the study of active exoskeletons," in Proceedings of the 5th International Federation of Automatic Control Congress, Paris, 1972. [37](#)
- [71] H. Kazerooni, J.-L. Racine, L. Huang, and R. Steger, "On the control of the berkeley lower extremity exoskeleton (bleex)," in Robotics and Automation, 2005. ICRA 2005. Proceedings of the 2005 IEEE International Conference on, pp. 4353–4360, IEEE, 2005. [38](#)
- [72] N. Costa, M. Bezdicek, M. Brown, J. O. Gray, D. G. Caldwell, and S. Hutchins, "Joint motion control of a powered lower limb orthosis for rehabilitation," International Journal of Automation and Computing, vol. 3, no. 3, pp. 271–281, 2006. [44](#)
- [73] C. Fleischer and G. Hommel, "A human–exoskeleton interface utilizing electromyography," Robotics, IEEE Transactions on, vol. 24, no. 4, pp. 872–882, 2008. [49](#), [124](#)

- [74] Z. Zhen, W. Zhen, Y. Songli, Z. Yanan, and Q. Jinwu, "Research on control of an exoskeletal ankle with surface electromyography signals," in Bioinformatics and Biomedical Engineering, 2008. ICBBE 2008. The 2nd International Conference on, pp. 1301–1304, IEEE, 2008. [52](#)
- [75] W. Hassani, S. Mohammed, H. Rifai, and Y. Amirat, "Emg based approach for wearer-centered control of a knee joint actuated orthosis," in Intelligent Robots and Systems (IROS), 2013 IEEE/RSJ International Conference on, IEEE, 2013. [59](#), [127](#)
- [76] A. F. Huxley, "Muscle structure and theories of contraction," Prog. Biophys. Biophys. Chem., vol. 7, pp. 255–318, 1957. [61](#), [66](#)
- [77] G. H. Otazu, R. Futami, and N. Hoshimiya, "A muscle activation model of variable stimulation frequency response and stimulation history, based on positive feedback in calcium dynamics," Biological cybernetics, vol. 84, no. 3, pp. 193–206, 2001. [61](#)
- [78] G. I. Zahalak and M. Shi-Ping, "Muscle activation and contraction : constitutive relations based directly on cross-bridge kinetics," Journal of biomechanical engineering, vol. 112, no. 1, pp. 52–62, 1989. [61](#)
- [79] H. El Makssoud, Modelisation et identification des muscles squelettiques sous stimulation électrique fonctionnelle. PhD thesis, Université Montpellier II, France, 2007. [61](#)
- [80] W. A. Farahat and H. M. Herr, "Optimal workloop energetics of muscle-actuated systems : an impedance matching view," PLoS computational biology, vol. 6, no. 6, p. e1000795, 2010. [61](#)
- [81] L. Vodovnik, W. Crochetiere, and J. Reswick, "Control of a skeletal joint by electrical stimulation of antagonists," Medical and biological engineering, vol. 5, no. 2, pp. 97–109, 1967. [61](#)
- [82] I. Hunter and M. Korenberg, "The identification of nonlinear biological systems : Wiener and hammerstein cascade models," Biological cybernetics, vol. 55, no. 2-3, pp. 135–144, 1986. [61](#)
- [83] J. Rosen, M. B. Fuchs, and M. Arcan, "Performances of hill-type and neural network muscle models-toward a myosignal-based exoskeleton," Computers and Biomedical Research, vol. 32, no. 5, pp. 415–439, 1999. [61](#)
- [84] K. Kiguchi, K. Iwami, M. Yasuda, K. Watanabe, and T. Fukuda, "An exoskeletal robot for human shoulder joint motion assist," Mechatronics, IEEE/ASME Transactions on, vol. 8, no. 1, pp. 125–135, 2003. [61](#)
- [85] F. E. Zajac, "Muscle and tendon : properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control.," Critical reviews in biomedical engineering, vol. 17, no. 4, pp. 359–411, 1988. [61](#), [67](#), [69](#), [70](#)

Références bibliographiques

- [86] D. G. Thelen et al., “Adjustment of muscle mechanics model parameters to simulate dynamic contractions in older adults,” TRANSACTIONS-AMERICAN SOCIETY OF MECHANICAL ENGINEERS JOURNAL OF BIOMECHANICAL ENGINEERING, vol. 125, no. 1, pp. 70–77, 2003. [65](#), [67](#), [68](#), [69](#)
- [87] D. G. Lloyd and T. F. Besier, “An emg-driven musculoskeletal model to estimate muscle forces and knee joint moments in vivo,” Journal of biomechanics, vol. 36, no. 6, pp. 765–776, 2003. [65](#), [68](#), [94](#), [97](#)
- [88] L. M. Schutte, Using musculoskeletal models to explore strategies for improving performance in electrical stimulation-induced leg cycle ergometry. PhD thesis, Stanford University, 1993. [66](#), [67](#), [70](#), [92](#)
- [89] V. M. Zatsiorsky and B. I. Prilutsky, Biomechanics of skeletal muscles. Human Kinetics, 2012. [66](#), [67](#)
- [90] T. S. Buchanan, D. G. Lloyd, K. Manal, and T. F. Besier, “Neuromusculoskeletal modeling : estimation of muscle forces and joint moments and movements from measurements of neural command,” Journal of applied biomechanics, vol. 20, no. 4, p. 367, 2004. [68](#)
- [91] D. Davy and M. Audu, “A dynamic optimization technique for predicting muscle forces in the swing phase of gait,” Journal of biomechanics, vol. 20, no. 2, pp. 187–201, 1987. [75](#)
- [92] A. Seireg and R. Arvikar, “The prediction of muscular load sharing and joint forces in the lower extremities during walking,” Journal of biomechanics, vol. 8, no. 2, pp. 89–102, 1975. [75](#)
- [93] J. H. Kim, K. Abdel-Malek, J. Yang, and R. T. Marler, “Prediction and analysis of human motion dynamics performing various tasks,” International Journal of Human Factors Modelling and Simulation, vol. 1, no. 1, pp. 69–94, 2006. [75](#)
- [94] J. Goodfellow and J. O’Connor, “The mechanics of the knee and prosthesis design,” Journal of Bone & Joint Surgery, British Volume, vol. 60, no. 3, pp. 358–369, 1978. [75](#)
- [95] L. Blankevoort, J. Kuiper, R. Huiskes, and H. Grootenboer, “Articular contact in a three-dimensional model of the knee,” Journal of biomechanics, vol. 24, no. 11, pp. 1019–1031, 1991. [75](#)
- [96] J. Wismans, F. Veldpaus, J. Janssen, A. Huson, and P. Struben, “A three-dimensional mathematical model of the knee-joint,” Journal of Biomechanics, vol. 13, no. 8, pp. 677–685, 1980. [75](#)
- [97] D. A. Loch, Z. Luo, J. L. Lewis, and N. J. Stewart, “A theoretical model of the knee and acl : theory and experimental verification,” Journal of biomechanics, vol. 25, no. 1, pp. 81–90, 1992. [75](#)

- [98] M. H. Moeinzadeh, A. E. Engin, and N. Akkas, “Two-dimensional dynamic modelling of human knee joint,” Journal of Biomechanics, vol. 16, no. 4, pp. 253–264, 1983. [75](#)
- [99] E. M. Abdel-Rahman and M. S. Hefzy, “Three-dimensional dynamic behaviour of the human knee joint under impact loading,” Medical engineering & physics, vol. 20, no. 4, pp. 276–290, 1998. [75](#)
- [100] J. Heegaard, P. Leyvraz, A. Curnier, L. Rakotomanana, and R. Huiskes, “The biomechanics of the human patella during passive knee flexion,” Journal of biomechanics, vol. 28, no. 11, pp. 1265–1279, 1995. [75](#)
- [101] S. Hirokawa, “Three-dimensional mathematical model analysis of the patellofemoral joint,” Journal of biomechanics, vol. 24, no. 8, pp. 659–671, 1991. [75](#)
- [102] M. Hefzy and H. Yang, “A three-dimensional anatomical model of the human patellofemoral joint, for the determination of patello-femoral motions and contact characteristics,” Journal of biomedical engineering, vol. 15, no. 4, pp. 289–302, 1993. [75](#)
- [103] T. Van Eijden, E. Kouwenhoven, J. Verburg, and W. Weijs, “A mathematical model of the patellofemoral joint,” Journal of biomechanics, vol. 19, no. 3, pp. 219–229, 1986. [75](#)
- [104] L. Blankevoort and R. Huiskes, “Validation of a three-dimensional model of the knee,” Journal of Biomechanics, vol. 29, no. 7, pp. 955–961, 1996. [75](#)
- [105] D. I. Caruntu, M. S. Hefzy, et al., “3-d anatomically based dynamic modeling of the human knee to include tibio-femoral and patello-femoral joints,” TRANSACTIONS-AMERICAN SOCIETY OF MECHANICAL ENGINEERS JOURNAL OF BIOMECHANICAL ENGINEERING, vol. 126, no. 1, pp. 44–53, 2004. [75](#)
- [106] J. Essinger, P. Leyvraz, J. Heegard, and D. Robertson, “A mathematical model for the evaluation of the behaviour during flexion of condylar-type knee prostheses,” Journal of Biomechanics, vol. 22, no. 11, pp. 1229–1241, 1989. [75](#)
- [107] S. Kim, “Three-dimensional dynamic model of the knee,” KSME International Journal, vol. 12, no. 6, pp. 1041–1063, 1998. [75](#)
- [108] S. L. Delp, “Three-dimensional dynamic simulation of total knee replacement motion during a step-up task,” ASME Journal of Biomechanical Engineering, vol. 123, pp. 599–606, 2001. [75](#), [91](#)
- [109] M. G. Pandy, K. Sasaki, and S. Kim, “A three-dimensional musculoskeletal model of the human knee joint. part 1 : theoretical construction,” COMPUTER METHODS IN BIOMECHANICS AND BIO MEDICAL ENGINEERING, vol. 1, no. 2, pp. 87–108, 1997. [75](#)
- [110] R. Nisell, “Mechanics of the knee : a study of joint and muscle load with clinical applications,” Acta Orthopaedica, vol. 56, no. S216, pp. 1–42, 1985. [75](#)

Références bibliographiques

- [111] M. Machado, P. Flores, J. P. Claro, J. Ambrósio, M. Silva, A. Completo, and H. M. Lankarani, “Development of a planar multibody model of the human knee joint,” Nonlinear Dynamics, vol. 60, no. 3, pp. 459–478, 2010. [75](#)
- [112] Z.-K. Ling, H.-Q. Guo, and S. Boersma, “Analytical study on the kinematic and dynamic behaviors of a knee joint,” Medical engineering & physics, vol. 19, no. 1, pp. 29–36, 1997. [75](#)
- [113] K. An, K. Takahashi, T. Harrigan, and E. Chao, “Determination of muscle orientations and moment arms,” Journal of biomechanical engineering, vol. 106, no. 3, pp. 280–282, 1984. [81](#)
- [114] D. A. Winter, Biomechanics and motor control of human movement. Wiley. com, 2009. [85](#)
- [115] H. Nijmeijer and A. Van der Schaft, Nonlinear dynamical control systems. Springer, 1990. [109](#)
- [116] R. Ortega and M. W. Spong, “Adaptive motion control of rigid robots : A tutorial,” Automatica, vol. 25, no. 6, pp. 877–888, 1989. [109](#)
- [117] M. Takegaki and S. Arimoto, “A new feedback method for dynamic control of manipulators,” Journal of Dynamic Systems, Measurement, and Control, vol. 103, p. 119, 1981. [109](#), [113](#), [114](#)
- [118] B. Paden and R. Panja, “Globally asymptotically stable pd controller for robot manipulators,” International Journal of Control, vol. 47, no. 6, pp. 1697–1712, 1988. [109](#), [113](#)
- [119] J.-J. E. Slotine and W. Li, “On the adaptive control of robot manipulators,” The International Journal of Robotics Research, vol. 6, no. 3, pp. 49–59, 1987. [109](#), [114](#)
- [120] R. Ortega, Passivity-based control of Euler-Lagrange systems : mechanical, electrical and electromechanical applications. Springer, 1998. [110](#)
- [121] H. K. Khalil, Nonlinear systems, vol. 3. Prentice hall Upper Saddle River, 2002. [112](#)
- [122] A. R. Teel, “Global stabilization and restricted tracking for multiple integrators with bounded controls,” Systems & Control Letters, vol. 18, no. 3, pp. 165–171, 1992. [116](#), [117](#), [119](#)
- [123] H. Sussmann, E. Sontag, and Y. Yang, “A general result on the stabilization of linear systems using bounded controls,” in Decision and Control, 1993., Proceedings of the 32nd IEEE Conference on, pp. 1802–1807, IEEE, 1993. [116](#), [118](#), [119](#)
- [124] E. N. Johnson and S. K. Kannan, “Nested saturation with guaranteed real poles,” in American Control Conference, 2003. Proceedings of the 2003, vol. 1, pp. 497–502, IEEE, 2003. [117](#), [119](#)

- [125] N. Marchand and A. Hably, “Global stabilization of multiple integrators with bounded controls,” Automatica, vol. 41, no. 12, pp. 2147–2152, 2005. [119](#)
- [126] N. Marchand, “Further results on global stabilization for multiple integrators with bounded controls,” in Decision and Control, 2003. Proceedings. 42nd IEEE Conference on, vol. 5, pp. 4440–4444, IEEE, 2003. [119](#)
- [127] J.-F. Guerrero-Castellanos, A. Hably, N. Marchand, and S. Lesecq, “Bounded attitude stabilization : Application on four-rotor helicopter,” in Robotics and Automation, 2007 IEEE International Conference on, pp. 730–735, IEEE, 2007. [119](#)
- [128] A. Zavala-Rio and V. Santibañez, “A natural saturating extension of the PD-with-desired-gravity-compensation control law for robot manipulators with bounded inputs,” IEEE Transactions on Robotics, vol. 23, no. 2, pp. 386–391, 2007. [119](#)
- [129] E. Aguiñaga-Ruiz, A. Zavala-Río, V. Santibanez, and F. Reyes, “Global trajectory tracking through static feedback for robot manipulators with bounded inputs,” Control Systems Technology, IEEE Transactions on, vol. 17, no. 4, pp. 934–944, 2009. [119](#)
- [130] W. Hassani, S. Mohammed, and Y. Amirat, “Real-time emg driven lower limb actuated orthosis for assistance as needed movement strategy,” in Robotics : Science and Systems 2013,(RSS 2013), 2013. [121](#)
- [131] L. Marchal-Crespo and D. J. Reinkensmeyer, “Review of control strategies for robotic movement training after neurologic injury,” Journal of neuroengineering and rehabilitation, vol. 6, no. 1, p. 20, 2009. [122](#)